



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

EXPERIMENTÁLNÍ BIOMECHANICKÁ PROTÉZA RUKY

EXPERIMENTAL BIOMECHANICAL HAND PROSTHESIS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. MARTIN LUX

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. DAVID PALOUŠEK, Ph.D.

BRNO 2012

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav konstruování

Akademický rok: 2011/2012

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student (ka): Bc. Martin Lux

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Konstrukční inženýrství (2301T037)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Experimentální biomechanická protéza ruky

v anglickém jazyce:

Experimental biomechanical hand prosthesis

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem diplomové práce je konstrukční návrh experimentální mechanické protézy lidské ruky s těmito parametry:

1. Konstrukce musí respektovat požadavky na ergonomii
2. Prototyp bude vyroben standardními obráběcími postupy a pomocí technologií rapid prototyping.
3. Mechanický pohyb min. 2 prstů budou zajišťovat přímočaré aktuátory
4. Řízení bude realizováno pomocí počítače, neurálního rozhraní nebo vlastního návrhu

Cíle diplomové práce:

Diplomová práce musí obsahovat:

1. Úvod
2. Přehled současného stavu poznání
3. Formulaci řešeného problému a jeho technickou a vývojovou analýzu
4. Vymezení cílů práce
5. Návrh metodického přístupu k řešení
6. Návrh variant řešení a výběr optimální varianty
7. Konstrukční řešení
8. Závěr (konstrukční, technologický a ekonomický rozbor řešení)

Forma diplomové práce: průvodní zpráva, technická dokumentace, funkční vzorek, fotografická dokumentace

Typ práce: konstrukční

Účel práce: pro V-V a tvůrčí činnost ÚK

Výstup RIV: funkční vzorek

Seznam odborné literatury:

1. ASHOK MUZMADAR, Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application. ISBN-10: 3540404066
ISBN-13: 978-3540404064. Publisher: Springer; 1 edition (February 12, 2004).

Vedoucí diplomové práce: Ing. David Paloušek, Ph.D.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2011/2012.

V Brně, dne 22. 9. 2011

L.S.

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.
Ředitel ústavu

doc. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

ANOTACE

Tato diplomová práce se zabývá vytvořením konstrukčního návrhu experimentální biomechanické protézy ruky, a jeho následnou realizací v podobě funkčního prototypu. Velikost protézy odpovídá velikosti ruky dospělého muže. Na základě analýzy rešerše je volena její funkčnost tak, aby protéza poskytovala dostatečné možnosti při úchopu různých druhů předmětů. Konstrukční návrh, včetně výkresové dokumentace je kompletně zpracován v programu Autodesk Inventor 2012. Stavba prototypu je z většinové části realizována pomocí technologie rapid prototyping. Materiály, ze kterých jsou tyto díly postavené, jsou plast ABS a sádrový prášek. Jako pohon elektricky ovládaných prstů slouží lineární aktuátory Firgelli řady L. Řízení prototypu je realizováno pomocí PCI karty a programu vytvořeného v prostředí LabView.

KLÍČOVÁ SLOVA

Protéza ruky, Rapid - prototyping, FDM, LabView, Inventor, Firgelli

ANOTATION

This masters thesis deals with experimental biomechanical hand prosthesis designing and its realization in shape of prototype. Hand prosthesis sizing corresponds with adult man hand. Prosthesis functionality is selected with respect to search analysis results, to provide sufficient options to grip different objects. Hand design, including technical documentation, is completely made in Autodesk Inventor 2012. Main parts of prototype are made with using rapid - prototyping technologies. Used materials for parts made by this way are ABS plastics and plaster powder. Firgelli linear actuators (product line L) are used as drive for electrical controlled fingers. Prototype control is realized by PCI card and program, which has been written in LabView.

KEYWORDS

Hand prosthesis, Rapid prototyping, FDM, LabView, Inventor, Firgelli

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

LUX, M. Experimentální biomechanická protéza ruky. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 83 s. Vedoucí diplomové práce Ing. David Paloušek, Ph.D.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci Experimentální biomechanická protéza ruky vypracoval samostatně pod vedením Ing. Davida Palouška, Ph.D. a uvedl v seznamu zdrojů všechny použité literární a odborné zdroje.

V Brně dne 23. května 2012

.....
vlastnoruční podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu mé diplomové práce Ing. Davidu Palouškovi, Ph.D. za odborné vedení, připomínky, technickou podporu a trpělivost. Dále bych rád poděkoval Ing. Petrovi Krejčímu, Ph.D. (Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky na FSI VUT v Brně) za pomoc a připomínky při realizaci elektrické a elektronické části práce. A dále ještě Ing. Danielovi Koutnému, Ph.D. (Ústav konstruování) za technickou podporu při používání technologií rapid - prototypingu.

OBSAH

ÚVOD	13
1 ZÁKLADNÍ POJMY	14
1.1 Anatomie lidské ruky	14
1.1.1 Kosti lidské ruky	14
1.1.2 Klouby lidské ruky	15
1.2 Základní typy úchopů u zdravé lidské ruky	16
1.2.1 Malé úchopové formy	16
1.2.2 Velké úchopové formy	17
1.2.3 Průměrná síla úchopů u dospělého muže	18
1.3 Důvody amputací horních končetin	18
2 SOUČASNÝ STAV POZNÁNÍ	19
2.1 Rozdělení protéz ruky	19
2.1.1 Myoelektrické protézy	19
2.1.2 Tahové protézy	20
2.1.3 Kosmetické protézy	21
2.2 Druhy pohonů protéz	22
2.2.1 Elektromotory	22
2.2.2 Piezoelektrické motory	22
2.2.3 Pneumatické umělé svaly	23
2.2.4 Experimentální pohony	24
2.3 Senzorická zpětná vazba protéz	24
2.4 Myoelektrický signál a jeho zpracování	25
2.4.1 Elektrická aktivita činného svalu	25
2.4.2 Snímání myoelektrického signálu	25
2.4.3 Zpracování EMG signálu	28
2.5 Příklady konkrétních modelů bionických rukou	29
2.5.1 Shadow hand	29
2.5.2 i - Limb	29
2.5.3 Otto Bock Senzor hand	30
3 PŘEHLED LITERATURY	31
3.1 Publikace	31
3.2 Články	32
4 FORMULACE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU A JEHO ANALÝZA	33
5 VYMEZENÍ CÍLŮ PRÁCE	34
6 NÁVRH METODICKÉHO PŘÍSTUPU K ŘEŠENÍ	35
6.1 Požadavky a vlastnosti ovlivňující konstrukci	35
6.2 Tvorba modelu	35
6.3 Volba materiálu	35
6.4 Vlastnosti materiálů použitých při 3D tisku	35
6.5 Řízení aktuátorů	36
7 NÁVRH VARIANT ŘEŠENÍ A VÝBĚR OPTIMÁLNÍ VARIANTY	37
7.1 Varianta I	37
7.1.1 Návrh tvaru prstů	37
7.1.2 Konstrukce nosné části protézy varianty I	38
7.1.3 Elektricky ovládané prsty	38
7.1.4 Systém skládání elektricky ovládaných prstů	39

7.1.5	Návrh konstrukce mechanicky stavitelných prstů u varianty I	40
7.2	Varianta II	41
8	KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ	43
8.1	Konstrukční návrh	43
8.1.1	Tělo ruky	43
8.1.2	Propojení mezi terminální pomůckou a pahýlovým lůžkem	47
8.1.3	Manuálně nastavitelné prsty	49
8.1.4	Elektricky ovládané prsty	52
8.1.5	Výpočet síly stisku při klíčovém úchopu	55
8.2	Řízení lineárních aktuátorů	58
8.3	Tahová zkouška vzorků vyrobených technologiemi R - P	59
8.4	Výroba prototypu protézy	62
8.4.1	Použité materiály při výrobě	62
8.4.2	Postup výroby dílů	63
8.4.3	Montáž prototypu	65
9	ZÁVĚR	67
9.1	Ekonomický rozbor řešení	67
	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	71
	SEZNAM TABULEK	73
	SEZNAM PŘÍLOH	74

ÚVOD

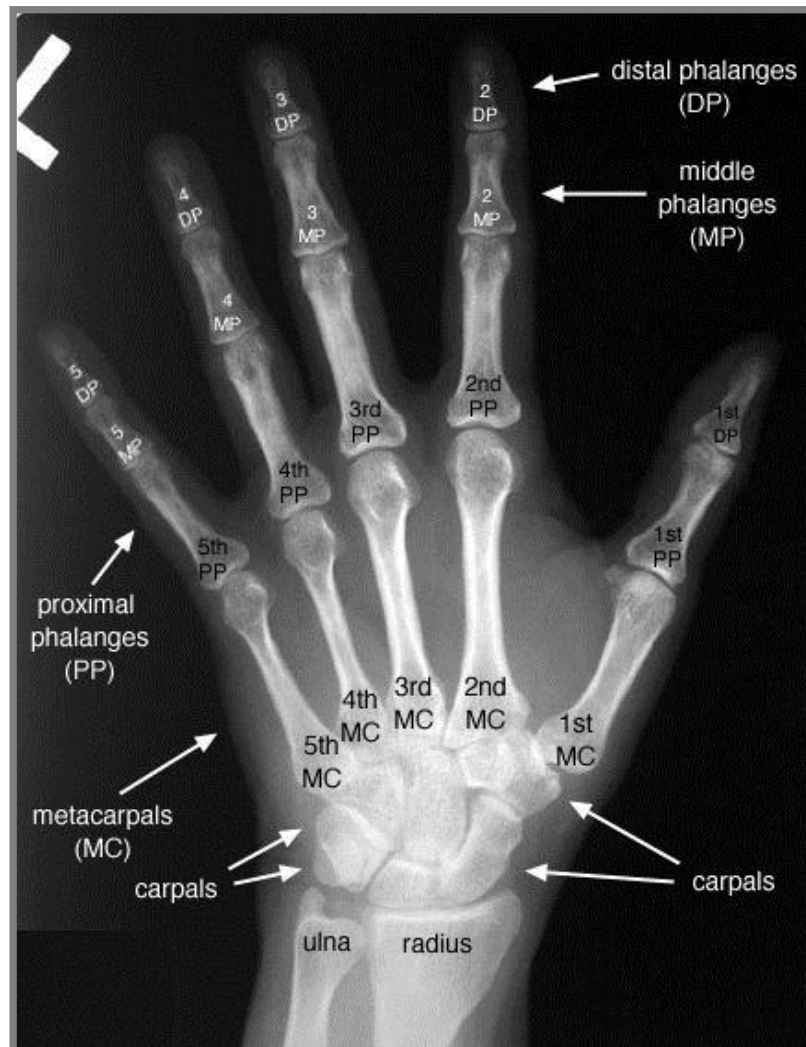
Při amputaci končetiny dochází u postiženého člověka zásadním způsobem k ovlivnění jeho psychiky a celkově i jeho života. Pomocí protézy je pacientovi usnadněn návrat k běžnému životu, a taktéž začlenění se zpátky do společnosti. Konkrétně v případě amputace horních končetin, umožňují protézy úchop předmětů přibližující se úchopu zdravé ruky, případně alespoň zjednodušený úchop. Vše záleží na mechanické propracovanosti protézy a na její ceně. Protézy horních končetin by měly splňovat určité požadavky jak z pohledu uživatele, tak i z hlediska konstrukce. Z uživatelského pohledu je to především komfort při používání, ovladatelnost a také vzhled. Po stránce konstrukce by měla být protéza snadno udržovatelná, bezporuchová a funkční.

Protetika v oblasti horních končetin prodělala velký vývoj od primitivních „pirátských háků“ až po současné tahové, myoelektrické a bionické protézy. Tento obor se velmi progresivně rozvíjí zejména v posledních desetiletích, a to především zásluhou rozvoje fyziologie, anatomie, biomechaniky, výzkumem nových konstrukčních materiálů, apod. Zásluhou tohoto rozvoje vznikají propracovanější mechanismy protéz, které se způsobem úchopu stále více přibližují zdravé ruce. S rychlým vývojem v této oblasti se zvyšuje kvalita, propracovanost, ale také i dostupnost protéz.

Ruce hrají v životě člověka velmi důležitou roli. Jsou hned po myšlení nejdůležitější „pomůckou“ člověka. Představují nejen pracovní nástroj, či prostředek pro interakci s okolím, ale také i zdroj obživy a pro mnohé lidi jsou také jediným komunikačním prostředkem. A proto, aby bylo možné navrhnout protézu, která obstojně zastoupí všechny tyto funkce zdravé lidské ruky a splní i výše uvedené požadavky, je nutné dokonale porozumět funkci horních končetin, a to jak zdravých, tak i protetických.

1 ZÁKLADNÍ POJMY

1.1 Anatomie lidské ruky



Obr. 1 Kostí lidské ruky [1]

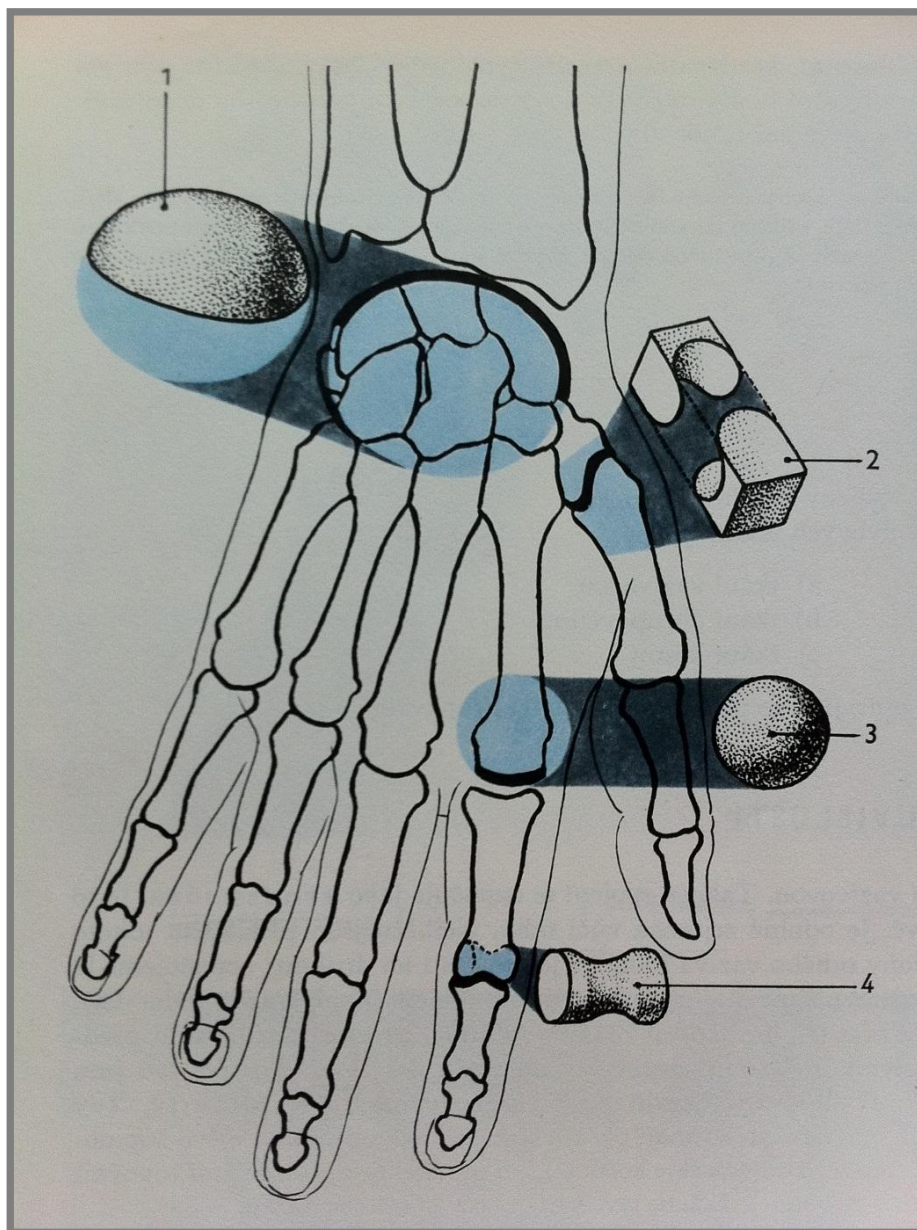
1.1.1 Kostí lidské ruky

Lidská ruka se skládá z následujících kostí [1]:

- Článků prstů (phalanges)
 - DP - nejvzdálenější články prstů (distální)
 - MP - prostřední články prstů - u palce tato kost chybí (střední)
 - PP - nejbližší články prstů (proximální)
- Záprstní kosti (metacarpals)
- Zápěstní kosti (carpals)

1.1.2 Klouby lidské ruky

1.1.2



Obr. 2 Klouby lidské ruky [2]

- Kloub vejčitý (pozice 1) – styčné plochy jsou tvořeny úseky elipsoidů. Umožňuje pohyb kolem několika os, jejichž počet je možné (při zachování stejné funkčnosti) zredukovat na dvě na sebe kolmé. [2]
- Kloub sedlový (pozice 2) – styčné plochy tohoto kloubu jsou ve tvaru koňského sedla (v jednom směru konkávní a v druhém, na první směr kolmém, konvexní). Je to mnohoosý kloub se dvěma hlavními osami. [2]
- Kloub kulovitý (pozice 3) – styčné plochy tvoří úseky kulových ploch. Je to mnohoosý kloub, všechny osy však lze zredukovat na tři hlavní. Na ruce je to

však netypický kulovitý kloub, neboť jde o kombinaci kloubu kulovitého a válcového. [2]

- Kloub kladkový – styčné plochy jsou kladkovité tzn. – na jedné ploše je vytvořena vodivá hrana a na druhé ploše vodivá rýha. [2]

1.2 Základní typy úchopů u zdravé lidské ruky

Dle tvaru, rozměru, druhu materiálu uchopovaného předmětu a jeho následné zamýšlené manipulace lze rozdělit úchopy u zdravé ruky do dvou skupin, a sice na malé úchopové formy a velké úchopové formy [3]

1.2.1 Malé úchopové formy

1. Pinzetový úchop (též špičkový nebo dvoudobý úchop) je prováděn stiskem distální části bříška posledního článku II., III., IV. nebo V. prstu proti distální části bříška druhého článku palce. [3]



Obr. 3 Pinzetový úchop [3]

2. Špetkový úchop je prováděn stiskem volární strany bříška posledních článků obvykle prvních tří prstů (tříbodový), ale také i IV. nebo V. prstu nebo eventuálně všech uvedených současně. [3]



Obr. 4 Špetkový úchop [3]

3. Klíčový úchop představuje přitisknutí volární strany 2. článku palce proti radiální straně ukazováku. [3]



Obr. 5 Klíčový úchop [3]

1.2.2 Velké úchopové formy

1.2.2

1. Dlaňový úchop se značí intenzivním sevřením všech prstů ve flexi směrem do dlaně tak, jako když svíráme v dlani kouli. [3]



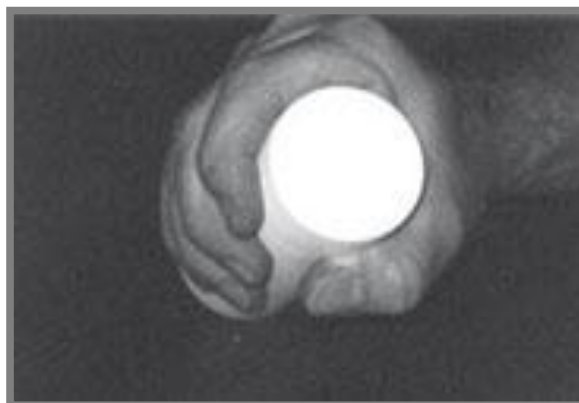
Obr. 6 Dlaňový úchop [3]

2. Háčkový úchop vzniká, když II., III., IV. a V. prst jsou flektovány v základním kloubu, a v 1. a 2. mezičláňkovém kloubu – palec se však úchopu neúčastní. [3]



Obr. 7 Háčkový úchop [3]

3. Válcový úchop je podobného charakteru jako háčkový, ale palec směřuje proti ostatním prstům v opozici a zajišťuje tak zachycení uchopeného předmětu. [3]



Obr. 8 Válcový úchop [3]

1.2.3 Průměrná síla úchopů u dospělého muže

Tab. 1 Průměrná síla úchopů u dospělého muže [4]

Hodnoty v N

	Válcový úchop		Pinzetový úchop	Klíčový úchop
	Levá	Pravá		
Chvilkový	200	208	48	48
Ustálený	116	124	28	28

1.3 Důvody amputací horních končetin

V dnešní době dochází k amputacím horních končetin především z důvodu jejich nedostatečného prokrvení, a to až z 90% [5]. Tento důvod amputace se ale týká především starších lidí. U mladších lidí dochází k amputacím spíše z důvodu úrazů, infekcí nebo při nádorových onemocněních.

2 SOUČASNÝ STAV POZNÁNÍ

2

2.1 Rozdělení protéz ruky

2.1

Podle mechanické funkčnosti můžeme rozdělit protézy rukou do tří skupin na myoelektrické, tahové a kosmetické.

2.1.1 Myoelektrické protézy

2.1.1

Myoelektrická protéza je motorem/y poháněná umělá ruka, napájená z interních akumulátorů umístěných v protéze. Zabezpečuje jednoduchý úchop, případně i rotaci zápěstí. Existují ale i bionické protézy, které umožňují pacientovi ovládat každý prst zvlášť a přibližují tak pocit při používání protézy ještě více ruce zdravé.

Pacient ovládá protézu pomocí myoelektrických signálů, které vznikají při kontrakci svalů. Tyto signály jsou snímány na kůži amputačního pahýlu.

ME protézy poskytují značné výhody oproti levnějším tahovým protézám. Jsou to především [6]:

- Vzhled tohoto typu protéz je přirozený, stejně tak i způsob, jakým je prováděn úchop
- Je zde eliminován systém lanek (tahového zařízení) a uchycení k tělu pomocí bandáží, což snižuje hmotnost protézy a zvyšuje komfort při používání
- Protože je k ovládnutí úchopu používán aktivní svalový stah, nedochází k atrofii svalstva amputačního pahýlu a zdravé svaly jsou pak mnohem lépe schopny fixovat protézu
- Ulpívací lůžko, použité u těchto typů protéz, umožňuje uživateli snazší nasazení a upevnění na amputační pahýl a to i u pacientů s oboustrannou amputací
- Po přivyknutí si na protézu umožňuje pacientovi vysokou soběstačnost a sebeobsluhu, jistější a pevnější úchop než u tahové protézy

ME protézy však mají i jisté nevýhody. Za tyto nevýhody lze považovat [6]:

- Vysoká pořizovací cena v řádech stovek tisíc korun
- Naučit se zacházet s touto protézou vyžaduje značné množství času věnovaného tréninku s ní. Je nutné zvládnout provedení izolovaných kontrakcí dvou antagonistických svalových skupin.
- Váha protézy činí zhruba 2,5 násobek hmotnosti protézy kosmetické

- Nižší odolnost proti mrazu, vlhkosti a nečistotám
- Závislost na elektrické energii v podobě výměnných baterií

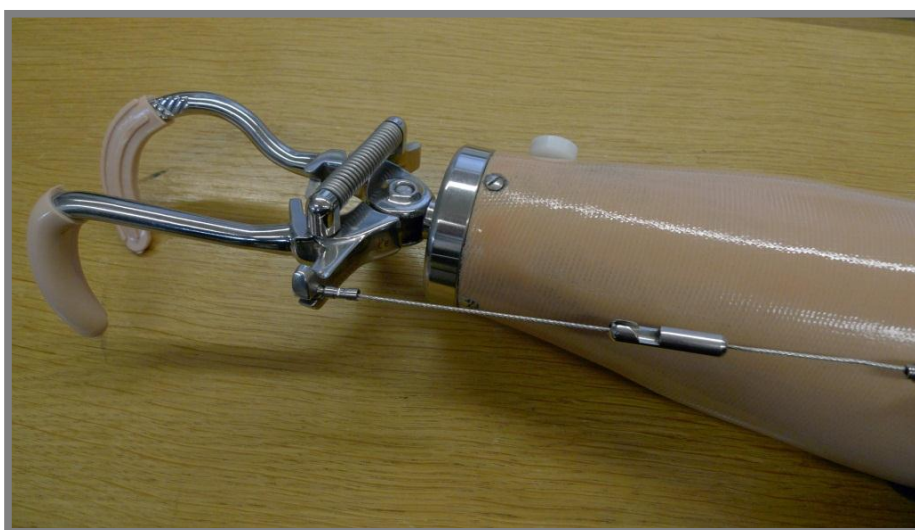


Obr. 9 Pokročilá myoelektrická protéza i-Limb [7]

2.1.2 Tahové protézy

V závislosti na závažnosti amputace se vyrábí tahové protézy s jedním až třemi lanky. Jedno vždy slouží k ovládání úchopu a další potom na případný pohyb ruky (v případě vážnější amputace) [8].

Protéza se ovládá pomocí hrubších pohybů těla resp. míst, kde jsou upevněny konce lanek. Tyto místa jsou například rameno, nadloketní část horní končetiny nebo hrud'. Tyto pohyby jsou poté přenášeny skrze lankový systém k funkční části protézy [8].



Obr. 10 Tahová protéza [9]

Výhody tahových protéz [6]:

- Hlavní výhodou tahových protéz oproti myoelektrickým jsou především nižší pořizovací náklady a to v řádech desítek tisíc korun
- Vyšší odolnost proti mrazu, vodě, nečistotám a mechanickému poškození
- Jednoduchý servis a bezúdržbovost
- Snazší nácvik ovládání protézy

Vzhledem k cenové kategorii těchto protéz však převažují její nevýhody [6]:

- Hlavní nevýhodou je nutnost přítomnosti tahového zařízení, které může být nepříjemné, ale hlavně omezuje rozsah pohybu a funkční prostor. Funkční prostor takovýchto protéz je limitován na prostor před tělem uživatele od úrovně pasu po ústa, mimo tuto oblast je funkčnost protézy velmi omezena
- Ovládání protézy je závislé na pohybech těla
- Nasazování protézy je složité a snižuje soběstačnost uživatele
- Lanka mohou při aktivnějším používání protézy způsobovat nervová poškození
- Uchopovací pohyb nelze provést plynule a je také hrubší
- V neposlední řadě je také nevýhodou samotný vzhled, a nutnost nošení vhodného oblečení pro zakrytí protézy a systému lanek

2.1.3 Kosmetické protézy

2.1.3

Tyto protézy jsou vhodné pro pacienty, kteří dávají přednost vzhledu protézy před její funkcí. Funkční možnosti těchto protéz jsou v podstatě omezeny pouze na jednoduché přidržování nebo opírání věcí. Do tohoto typu protéz lze zařadit i protézy prstů – některé z nich poskytují i drobnou možnost nastavení jejich sevření.

Hlavní výhodou těchto rukou je minimální nutnost údržby a především perfektní kosmetický vzhled.

Nevýhody jsou, jak již bylo zmíněno, především nemožnost aktivního úchopu, poskytují tedy pouze pasivní funkce a velmi obtížně se provádí úkony, které vyžadují bilaterální úchop [6].



Obr. 11 Kosmetická protéza [10]

2.2 Druhy pohonů protéz

2.2.1 Elektromotory

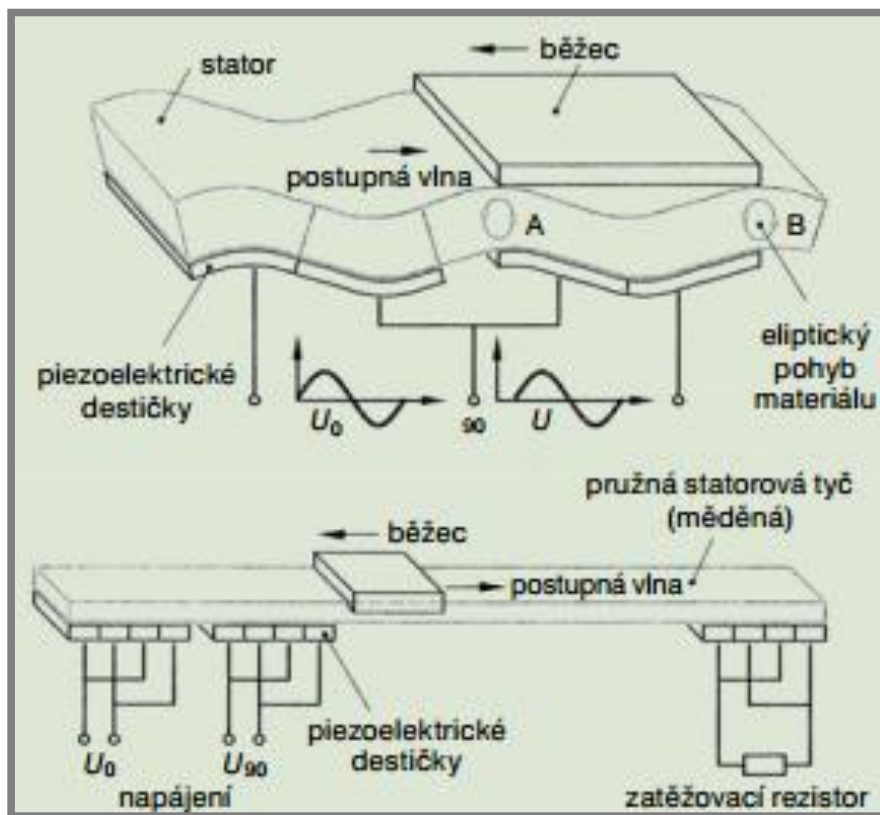
Elektromotory patří v protetice k nejvíce využívaným typům pohonu.

Nejvyspělejší elektrické motory mají **samostatné vinutí**, jež poskytuje těmto motorům takové vlastnosti, které překonávají vlastnosti klasických elektromotorů s vinutím umístěným na železném jádru. Permanentní magnet je zde umístěn v dutině uvnitř vinutí rotoru. Tato dutina má dostatečný rozměr napříč, který je podstatný pro sílu magnetu, aby mohl magnet vyvodit potřebnou magnetickou indukci. Vnější stranu obvodu motoru tvoří tenký plášť, který je umístěn těsně okolo vinutí. Oproti klasickému elektromotoru jsou zde vynechány permanentní magnety.

2.2.2 Piezoelektrické motory

„Piezomotory“ jsou v protetice využívány hlavně z důvodu jejich vysoké kompaktnosti, adaptibility, snadnému řízení otáček, malému momentu setrvačnosti, momentu v klidovém stavu, tichému chodu, atd. Nevýhodou těchto motorů je nutnost spolehlivé regulace, která umožňuje využití plného potenciálu těchto motorů, a to vzhledem k jejich vysoké závislosti na provozních parametrech jako je součinitel

mechanického tření nebo frekvence. Dále je zde nutné zapojit speciální budicí obvod, který bude uvádět motor do chodu.



Obr. 12 Schéma lineárního piezoele. motoru [11]

Princip piezoelektrického motoru lze vysvětlit na jeho lineární variantě. Část, která se pohybuje, klouže po statorovém měděném pásu polepeném z druhé strany piezoelektrickými destičkami. Zapojením destiček (střídají se inverzně polarizované úseky) ke stejnosměrnému napětí, úseky zapojené v jednom směru svoji tloušťku zvětšují, zatímco úseky zapojené ve směru druhém svoji tloušťku zmenšují. Tím dochází u pevně spojené elastické vrstvy k sinusovému prohnutí. Při zapojení destiček ke střídavému napětí vznikne stojatá vlna. V elastické vrstvě dojde k vybuzení ohybové deformace. Elektrická energie se zde přeměňuje na mechanickou a vzniklými kmity se vytvoří postupná vlna.

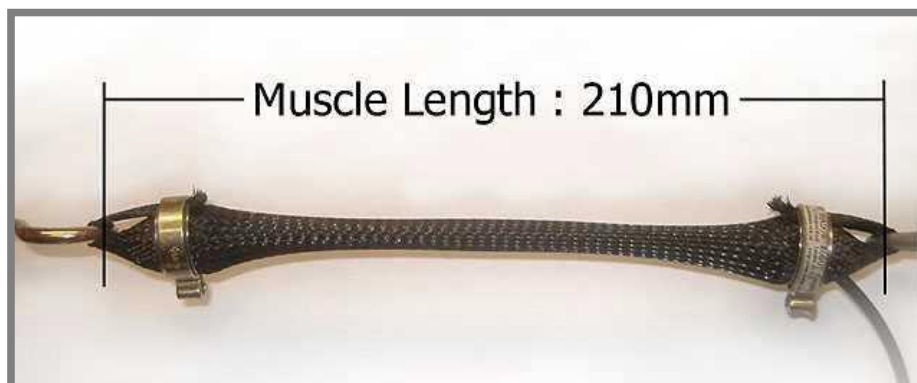
Tyto motory používají jako budiče ultrazvukové zdroje o pracovní frekvenci 30-50kHz [11]. Z tohoto důvodu jsou někdy označovány jako ultrazvukové motory.

2.2.3 Pneumatické umělé svaly

2.2.3

Pneumatické svaly poskytují řadu výhod jako je vysoký poměr síly vůči jejich velikosti a hmotnosti, přesný a plynulý chod a přirozenou pružnost. Také jejich chování a tvar je do jisté míry shodný se svaly lidskými. Smrštění pneumatických svalů se podobně jako u lidských pohybuje okolo třiceti procent jejich volné délky. Oproti lidským svalům však nabízejí vyšší tažnou sílu (vztaženou na průřez plochy), a to až 300N/cm^2 oproti 40N/cm^2 u svalů lidských [12]. Dalšími výhodami je jejich

nízká cena, vysoká spolehlivost, odolnost vůči prachu a z toho plynoucí minimální potřeba údržby.



Obr. 13 *Pneumatický sval* [13]

Tento pohon se jeví jako ideální, avšak má jednu velkou nevýhodu v podobě potřeby stlačeného vzduchu ke svému provozu, jehož zdrojem jsou tlakové lahve nebo kompresory. Z tohoto důvodu se pneumatické svaly používají spíše než pro protézy, pro experimentální bionické, nebo robotické ruky upevněné na stativu.

2.2.4 Experimentální pohony

Kromě „klasických“ pohonů protéz je snaha využít i nekonvenčních typů pohonů.

- Vodivé polymery, využívají chemické reakce, při které se elektrody, vložené mezi jednotlivé vrstvy elastomeru, na jedné straně oxidují a na druhé straně redukují. V důsledku transferu iontů dochází ke smršťování a expandování polymeru, tedy k přeměně chemické a elektrické energie na mechanickou.
- U dielektrických elastomerů vložených mezi dvě elektrody, dochází v důsledku působení elektrického pole k jejich smrštění, podobně jako se stahují svaly.
- U polymerních gelů se využívá jejich schopností měnit svoji velikost (objem). Toho jevu lze dosáhnout, v závislosti na typu gelu, změnou vnější teploty, hodnoty pH, na něj působícího elektrického pole nebo iontové skladby. Navrácením původních vnějších podmínek se vrátí i původní stav (objem) gelu. Expanze těchto gelů (jejich vláken) může generovat sílu až 100N/cm^2 [12]. Měrná energie dosahovaná u těchto gelových pohonů je větší než u konvenčních elektrických, piezoelektrických a elektrostatických pohonů. Tyto gely jsou například polyakrylonitrile- polypyrrole (PAN- PPY) nebo polyvinylalcohol (PVAI).

2.3 Senzorická zpětná vazba protéz

K realizaci senzorického vnímání se v protetice využívá především kontaktního a dotykového způsobu.

- Jednodušší dotykové snímání lze realizovat pomocí dotykových spínačů, které mají v podstatě jen dva pracovní stavy – vypnuto/zapnuto. Další možností je použití mikropsínačů, jejichž senzor je složen ze soustavy jehlových dotykových spínačů. Tyto mikropsínače po zpracování signálu vyhodnocují způsob uchopení a tvar daného předmětu. Rozpoznávání zde probíhá na principu zobrazování množinou bodů ve stanovených rovinách [12].

Spojité dotykové snímání velikosti sil využívá principu změny charakteristického parametru, který doprovází deformaci části terminální pomůcky poblíž stykové plochy s uchopovaným objektem. Pro tuto metodu lze použít tenzometrické snímače reagující na změnu deformace, piezoelektrické snímače využívající úměrnosti mezi velikostí síly působící na piezoelektr. krystal a velikostí náboje na jeho elektrodách [12].

Nejpokročilejším dotykovým senzorem je senzor hmatový (taktilní). Avšak při současném stavu vývoje v této oblasti je tento senzor spíše pokročilejším senzorem silovým.

- Kontaktní snímání je realizováno především tlakovými senzory. Toto snímání se využívá především v robotice. Citlivost silových senzorů se pohybuje v rozmezí 0,1 až 50N [12].

2.4 Myoelektrický signál a jeho zpracování

2.4

2.4.1 Elektrická aktivita činného svalu

2.4.1

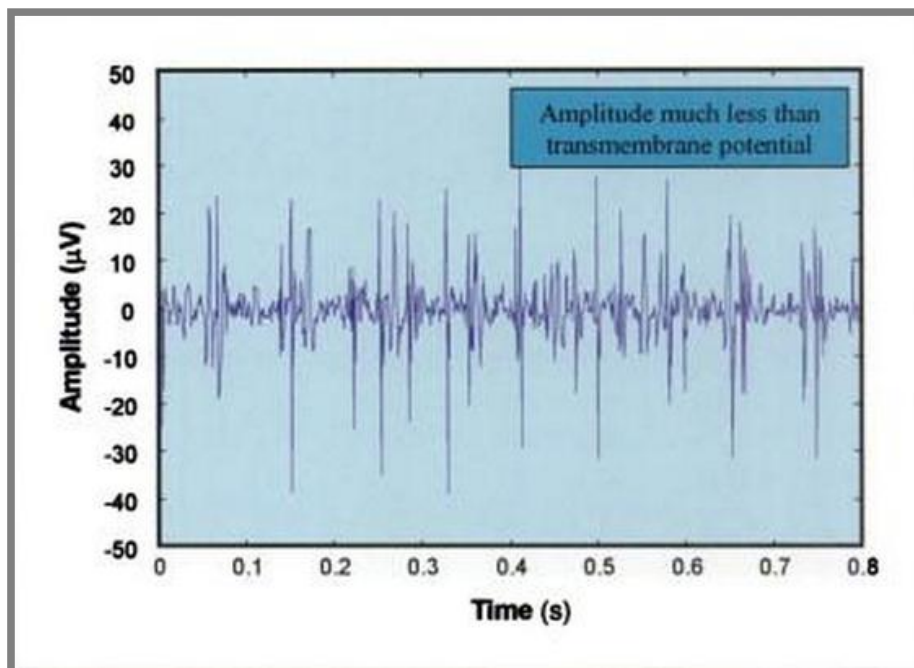
Na vnější i vnitřní straně buňky lze zaznamenat rozdíl elektrických potenciálů, který se u svalových a nervových buněk pohybuje v rozmezí 60 až 100mV, zatímco jádro buňky je negativní. Nervové a svalové buňky reagují na podměty (mechanické, chemické, tepelné, elektrické) přechodnými změnami vlastností svých membrán, v jejichž důsledku vzniká akční potenciál. Tento jev trvá v řádech milisekund a šíří se po celé délce vlákna jeho postupnou depolarizací a následnou repolarizací sousedících buněk – dochází k šíření akčního potenciálu [12].

Povrchová elektromyografie zaznamenává EMG signál procházející skrze, svalové tkáni přilehlý, tuk a kůži. Signál, jehož velikost se pohybuje v milivoltech, je snímán elektrodou umístěnou v blízkosti kontrahovaných svalových vláken [12].

2.4.2 Snímání myoelektrického signálu

2.4.2

Pro potřeby myoelektrických protéz je elektrická aktivita svalů snímána za pomoci povrchových elektrod. Při snímání touto metodou dochází k nepřesnostem z důvodu zaznamenávání EMG signálu mnoha svalových vláken, jenž jsou sdruženy do celků – označovaných jako motorické jednotky.



Obr. 14 Vzorek naměřeného EMG signálu [14]

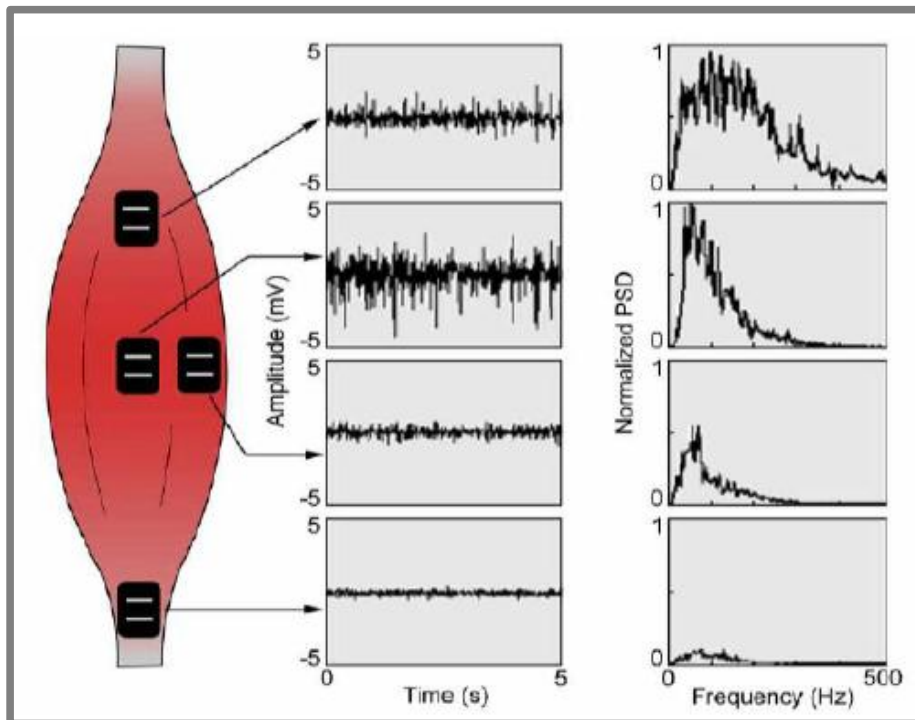
Problémem při tomto způsobu měření je šum v EMG signálu. Typy elektrického šumu v signálu, který má dopad na jeho kvalitu, lze rozdělit na následující [15]:

- Neoddělitelný šum zapříčiněný měřicí elektronikou, který není možné odstranit. Lze ho pouze zmírnit použitím co nejkvalitnějších součástek v měřicím zařízení.
- Šum na pozadí vzniká z důvodu nepřetržitého vystavení lidského těla elektromagnetickému záření z okolí. Tento šum může mít amplitudu o 1 až 3 řády vyšší, než má měřený signál.
- Neoddělitelná nestabilita signálu vzniká různým množstvím současně pracujících motorických jednotek. Tento jev je nežádoucí a je jej třeba při zpracování odstranit. Tyto motorické jednotky pracují od 0 až do 20Hz [15].

Dalšími faktory ovlivňující měřený elektromagnetický signál jsou především typy zařízení, kterými je měřen. A dále také typy algoritmů používaných v těchto zařízeních.

- Faktory, které mají přímý vliv na kvalitu signálu – faktory kauzativní. Tyto faktory jsou vnější (způsob umístění elektrod, typ elektrod) a vnitřní (anatomické, fyziologické, biochemické).
- Dalším faktorem ovlivňujícím EMG signál je pokročilý faktor způsobený nějakým faktorem kauzativním. Může se jednat o rychlost šíření akčních potenciálů, pásmo propustnosti signálu skrze elektrody, signály z okolních svalů nebo superpozici akčních potenciálů ve snímaném EMG signálu.

- Přímý vliv na snímání signálu mají také deterministické faktory, které jsou ovlivňovány množstvím motorických jednotek a mechanickou interakcí mezi svalovými vlákny



Obr. 15 Vliv umístění elektrody na výsledný naměřený signál [12]

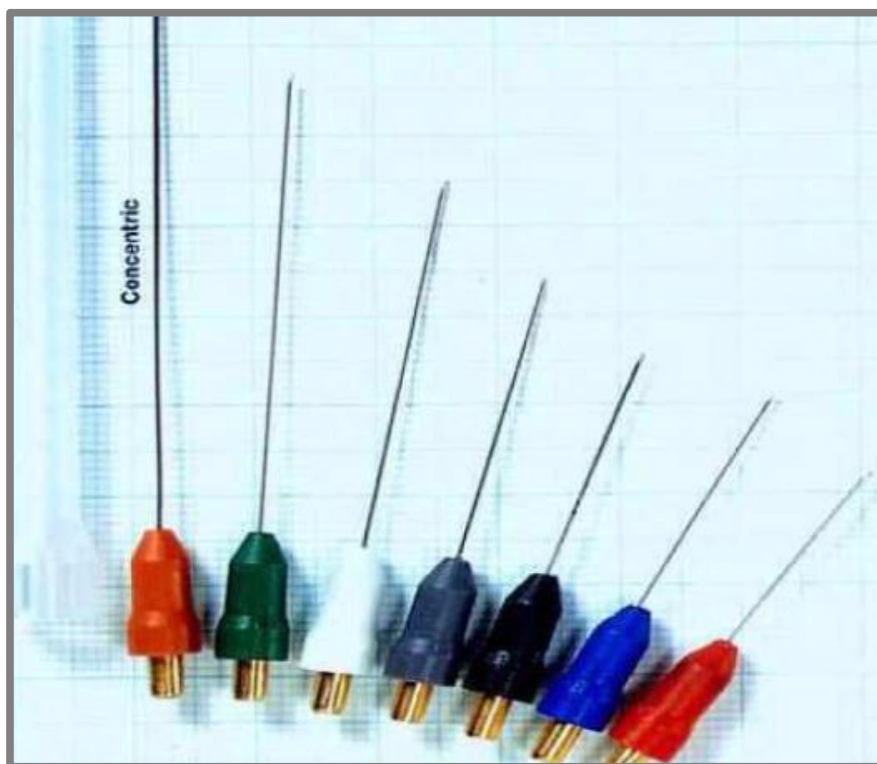
Ke snímání signálu lze použít povrchové nebo jehlové elektrody.

- Povrchové elektrody se používají ve většině případů snímání signálu, především pak pro samotné ovládání protéz. Pro dosažení pokud možno co nejlepšího přenosu signálu mezi kůží a elektrodou je doporučeno kůži jemně zbrousit a očistit alkoholem, případně ještě použít vodivý gel. Na některých samolepících elektrodách je již nanášeno vodivé lepidlo. Většinou jsou tyto elektrody vyrobeny ze stříbra s povrchovou úpravou tvořenou nánosem tenké vrstvy chloridu stříbrného [16]. I když mají tyto elektrody relativně malou plochu, stále je z pohledu snímání poměrně velká. Právě z důvodu velikosti kontaktní plochy měří tyto elektrody aktivitu více motorických svazků zároveň. Nejsou tedy vhodné k vyšetření akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek [12].



Obr. 16 Standardní povrchové elektrody [16]

- Podle konstrukce jsou rozlišeny tři typy jehlových elektrod- koncentrické, bipolární a unipolární. Klasické jehlové elektrody mají malý průměr (0,3-0,65mm) a velmi malou snímací plochu (0,0019- 0,09mm²) [16]. Jehla je celá, mimo hrotu, obalena teflonem. Kromě klasických jehlových elektrod se používají ještě tzv. „Single fibre“ elektrody. Jsou extrémně malé (průměr 25μm, snímací plocha 0,0005mm²) a je s jejich pomocí tedy možné sledovat aktivitu, která je generována u každých jednotlivých svalových vláken. Jehlový typ elektrod se používá pouze pro vyšetřování svalů.



Obr. 17 Jehlové elektrody [12]

2.4.3 Zpracování EMG signálu

Naměřený analogický signál je zesílen a následně převeden do digitální podoby. Pomocí konvolučního filtru je signál upraven tak, že je určitý stálý počet impulzů (jejich amplituda) nahrazen impulzem jedním s amplitudou odpovídající průměru amplitud cyklů původních. Tímto je dosaženo potlačení šumu signálu a následně je hodnocena maximální hodnota amplitudy signálu, případně doba jejího nástupu.

Naměřený surový EMG signál poskytuje cenné informace. Nicméně je potřeba tyto informace ze signálu extrahovat a následně kvantifikovat za pomoci následujících matematických a počítačových metod:

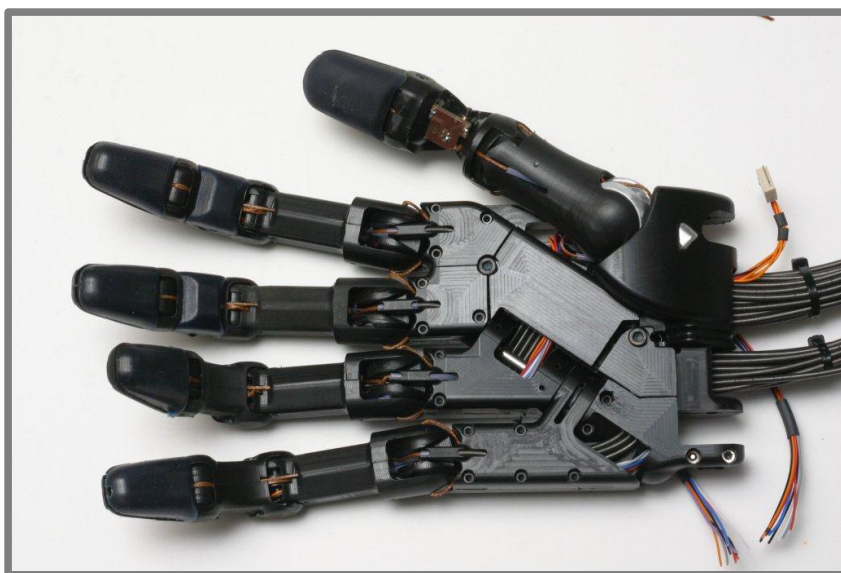
- Vlnová transformace
- Statistické modely

- Fuzzy logické systémy
- Dynamické neuronové sítě
- Umělé neuronové sítě
- Wigner- Villeova distribuce
- Fourierova transformace

2.5 Příklady konkrétních modelů bionických rukou

2.5

2.5.1 Shadow hand

2.5.1

Obr. 18 Shadow hand [17]

Konstrukce a ovládání nejpokročilejší bionické ruky jsou inspirovány skutečnou lidskou rukou. Jako materiál byl na výrobu použit především polykarbonát, hliník, acetyl a pryž. Váha kompletní ruky včetně pneumatických svalů dosahuje 3,9kg. Disponuje 24 stupni volnosti, což umožňuje rukou provádět téměř shodné pohyby jako rukou lidskou. Velmi přesné ovládání je realizováno za pomoci čtyřiceti [17] vzduchových svalů a dále pak použitím tlakových senzorů. Svaly jsou ovládány pomocí PID kontroléru, který je propojen s tlakovými senzory pomocí sběrnice CANBUS a může real - time ovládat jednotlivé svaly, podle aktuální potřeby pro daný úchop. Cena této ruky je přibližně 90000 €. [18]

2.5.2 i - Limb

2.5.2

Ruka i – Limb je pokročilá, komerčně vyráběná protéza s vysokou cenou. Protéza umožňuje provádět klíčový, špetkový a válcový úchop. Každý z prstů je samostatně ovládán vlastním elektrickým aktuátorem. Rotace zápěstí je, na rozdíl od možnosti natáčení polohy palce, ovládána elektricky také. Síla úchopu může být až 45N.

Jednotlivé prsty obsahují senzory tlaku, které zvyšují adaptabilitu úchopu. Základní cena této protézy začíná na 18000 dolarech a dle kustomizace a úprav šplhá až k 40000 dolarů [18].



Obr. 19 Protéza i-Limb [19]

2.5.3 Otto Bock Sensor hand

Tato protéza poskytuje automatizovaný úchop. Skrze snímače EMG signálu je dán signál pouze k zavření či otevření ruky. Síla úchopu je řízena za pomoci dvou typů senzorů. Senzory v konečcích prstů detekují případný pohyb předmětu a tenzometry připojené k táhlům jednotlivých prstů snímají aktuální sílu úchopu. Dle těchto údajů procesor automaticky upraví sílu tak, aby se uchopený předmět nepohyboval [12].



Obr. 20 Sensor hand [20]

3 PŘEHLED LITERATURY

3

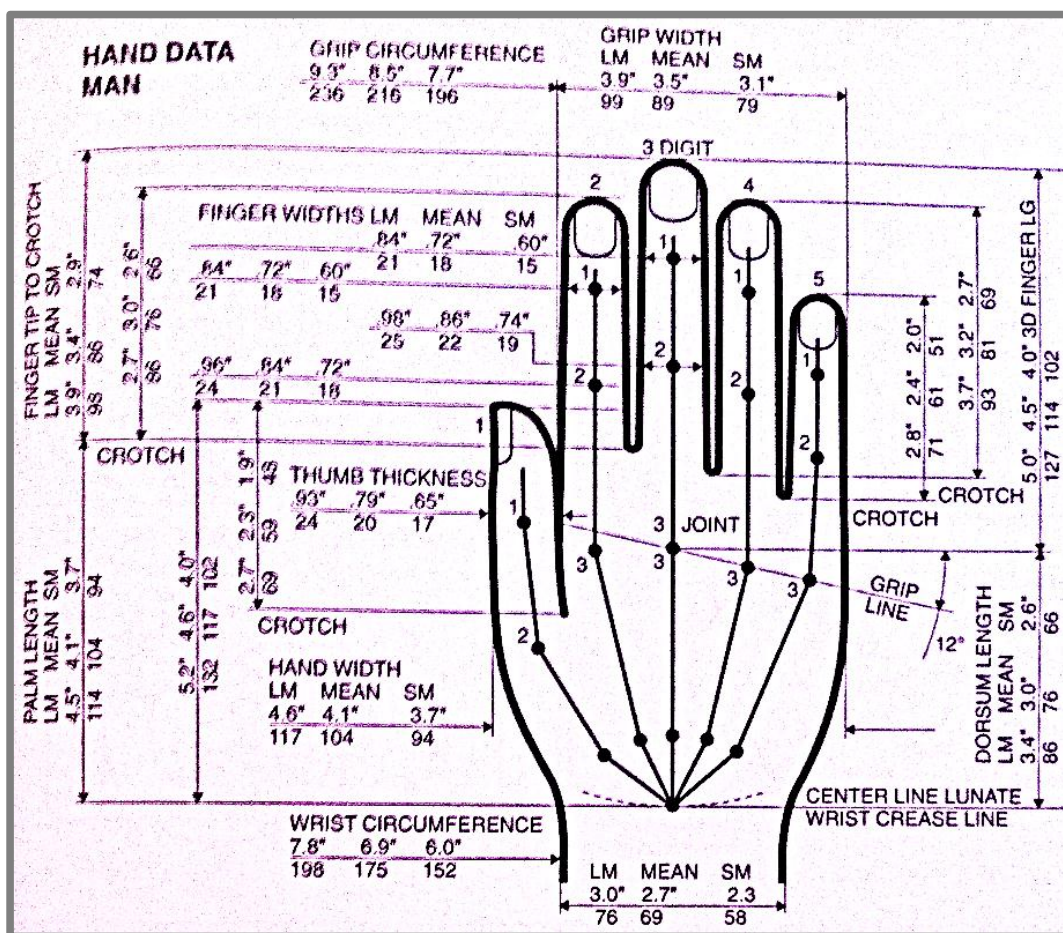
3.1 Publikace

3.1

The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design [21]

Tato kniha je zaměřena na poskytnutí kompletních antropologických dat člověka. Jsou v ní zahrnuty data obyvatel z Evropy, USA a Asie. V knize jsou udávána data zvlášť pro ženy a zvlášť pro muže, a to pokaždé ve třech sadách. První sada je velikostně aplikovatelná na 99% obyvatelstva, další sada na 50% obyvatelstva a třetí sada na 1% obyvatelstva.

Konkrétně na straně 74 až 76 je velikostně popsána ruka a ergonomie úchopů předmětů.



Obr. 21 *Rozměry mužské ruky [21]*

3.2 Články

Human engineering design data digest [4]

Tato práce poskytuje v tabulkách, obrázcích a grafech data potřebná pro lidské inženýrství. Jsou zde různá antropologicko- metrická data amerických, asijských a evropských obyvatel, ale také i návody a doporučení z oblasti ergonomie.

Na straně 91 této práce lze najít tabulku s průměrnými hodnotami sil, které je člověk jednotlivými druhy úchopů schopen dosáhnout.

Multiple fingers, passive adaptive grasp prosthetic hand [22]

Práce je zaměřená na konstrukci prototypu protézy ruky, která disponuje pěti ovládanými prsty s možností natočení palce do požadované polohy. Všechny prsty jsou připojeny skrze pružiny k jednomu dílu, jehož poloha je ovládána pomocí elektromotoru umístěného v prostoru za zápěstím a kuličkového pohybového šroubu. Síla stisku tohoto prototypu je 14N, přesto je možné předměty celkem s jistotou uchopit, aniž by došlo k jejich vypadnutí.

Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications [23]

Tato studie popisuje způsoby měření a zpracování elektromagnetického signálu. Porovnává typy metod jeho zpracování a poskytuje porozumění dané problematice. Taktéž se zabývá jeho využitím v rámci ovládání protetických pomůcek.

Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations [23]

Tato práce se zabývá zhodnocením různé dostupné literatury obsahující problematiku umělých rukou. Dále jsou zde shrnuty důležité pokroky, které vedly k vývoji protéz rukou do takové podoby, jakou dnes známe.

Na straně 3 se lze dočíst, že myoelektrický způsob, je v dnešní době nejrozšířenějším typem ovládání komerčně dostupných, elektricky řízených protéz rukou.

4 FORMULACE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU A JEHO ANALÝZA 4

Protéza ruky představuje pro handicapovaného pacienta z části zapojení do normálního života, ale plní i funkci sociální. Částečně umožňuje pacientovi provádět i úkony, na které byl zvyklý před úrazem. Rozmanitost úkonů, možných provádět pomocí protézy, záleží na její propracovanosti. Ceny protéz ruky se pohybují od tisíců až po statisíce korun. I zde platí, že se vzrůstající cenou protetické pomůcky roste i její kvalita, resp. funkčnost, kterou nabízí.

K dispozici jsou běžně komerčně prodávané protézy kosmetické, tahové, myoelektrické a pokročilé myoelektrické protézy. Kosmetické protézy nabízejí nízkou cenu ale zároveň také pouze oporu, bez možnosti provádění úchopů. Myoelektrické a pokročilé myoelektrické protézy, umožňují uživateli věci uchopovat, případně i otáčet zápěstím. Problémem je u těchto protéz cena, která se pohybuje v deseti či sta tisících korun. Právě vzhledem k finančnímu aspektu jsou tyto protézy dostupné pouze užšímu okruhu pacientů.

Tato práce má ověřit možnost zkombinování dostupnosti kosmetických protéz, některých vlastností (funkcí) protéz myoelektrických, uživatelského mechanického nastavení polohy prstů a použití technologií rapid-prototypingu v jeden celek-dostatečně funkční, vzhledově, sociálně akceptovatelnou protézu ruky, která by byla dostupná širokému okruhu handicapovaných pacientů.

5 VYMEZENÍ CÍLŮ PRÁCE

Primární cíle

Cílem této práce je vytvoření konstrukčního návrhu protézy ruky člověka a jeho následná realizace v podobě vytvoření funkčního prototypu. Prototyp bude sloužit k otestování funkčnosti konstrukčního řešení z hlediska mechanické části a dále k ověření vhodnosti použitých pohonů u elektricky ovládaných prstů. Konstrukční návrh je zaměřen pouze na terminální pomůcku bez řešení protetického lůžka a uložení baterií.

Širší cíle

Tato práce je součástí širšího projektu MPO, který se zabývá aplikací digitálních technologií pro návrh, výrobu a hodnocení zakázkových ortotických a protetických pomůcek. Součástí práce je zároveň ověření možnosti přímého použití dílů vyrobených pomocí technologie rapid - prototyping, aniž by sloužily pouze jako model pro výrobu formy na odlévání funkčních dílů. Konkrétně se jedná o stavbu dílů z ABS plastu a materiálu na bázi sádrokompozitního prášku, jenž se penetruje různými plnidly.

V další fázi projektu je možné aplikovat tlakové senzory na elektricky ovládané prsty, provést hmotnostní optimalizaci prototypu a umožnit ovládní stisku prstů pomocí neurálního rozhraní, popřípadě myoelektrickými snímači.

Dílčí cíle v bodech

- Formou rešerše zjistit aktuální stav na poli protetiky rukou
- Vytvořit konstrukční návrh protézy ruky
- Vyrobit funkční prototyp protézy
- Navrhnout ovládání lineárních aktuátorů
- Zjistit materiálové charakteristiky vzorků vyrobených pomocí technologií rapid - prototyping

6 NÁVRH METODICKÉHO PŘÍSTUPU K ŘEŠENÍ

6

6.1 Požadavky a vlastnosti ovlivňující konstrukci

6.1

- Konstrukce musí respektovat ergonomii
- Mechanický pohyb minimálně 2 prstů budou zajišťovat přímočaré aktuátory
- Poloha zbylých prstů musí být uživatelsky nastavitelná
- Velikost a hmotnost ruky má přibližně odpovídat běžným, komerčně dostupným protézám
- Jednotlivé díly prstů a těla ruky musí být vyrobené pomocí technologie rapid - prototyping

6.2 Tvorba modelu

6.2

Model protézy je vytvořen v programu Autodesk Inventor 2012 za současného použití programu Rhinoceros 3D, který byl využit výhradně pro tvorbu organických tvarů vnějších povrchů protézy, následně importovaných zpět do Autodesk Inventoru.

Ze stránek výrobce (www.firgelli.com) lineárních aktuátorů byly staženy modely lineárních aktuátorů ve formátu STEP. Následně bylo nutné rozložit tyto modely do jednotlivých částí, aby bylo možné dynamicky měnit jejich zdvih.

Rozměry a parametry použitých pružin vychází z katalogu firmy Alcomex [24].

6.3 Volba materiálu

6.3

Volba materiálu je z velké části dána požadavkem použitím technologií rapid-prototypingu. Na výrobu namáhaných dílů bude použit plast ABS a jednotlivé články prstů budou vyrobeny z práškového materiálu. Na díly, spojující protézu s lůžkem a díly s drobnými ale přesto nutně funkčními detaily bude použit dural.

U tohoto prototypu je velmi důležitý i jeho vzhled, a protože u dílů postavených pomocí technologie R- P jsou patrné stopy jednotlivých vrstev, bude nutné tyto díly povrchově upravit za použití dvousložkového tmelu, tmelu stříkacího a barevného laku ve spreji.

6.4 Vlastnosti materiálů použitých při 3D tisku

6.4

Na 3D tiskárně budou vyrobeny vzorky z plastu ABS a práškového materiálu. Následně budou práškové vzorky napuštěny kyanoakrylátovým a epoxidovým plničem. U takto připravených vzorků se provede tahová zkouška.

6.5 Řízení aktuátorů

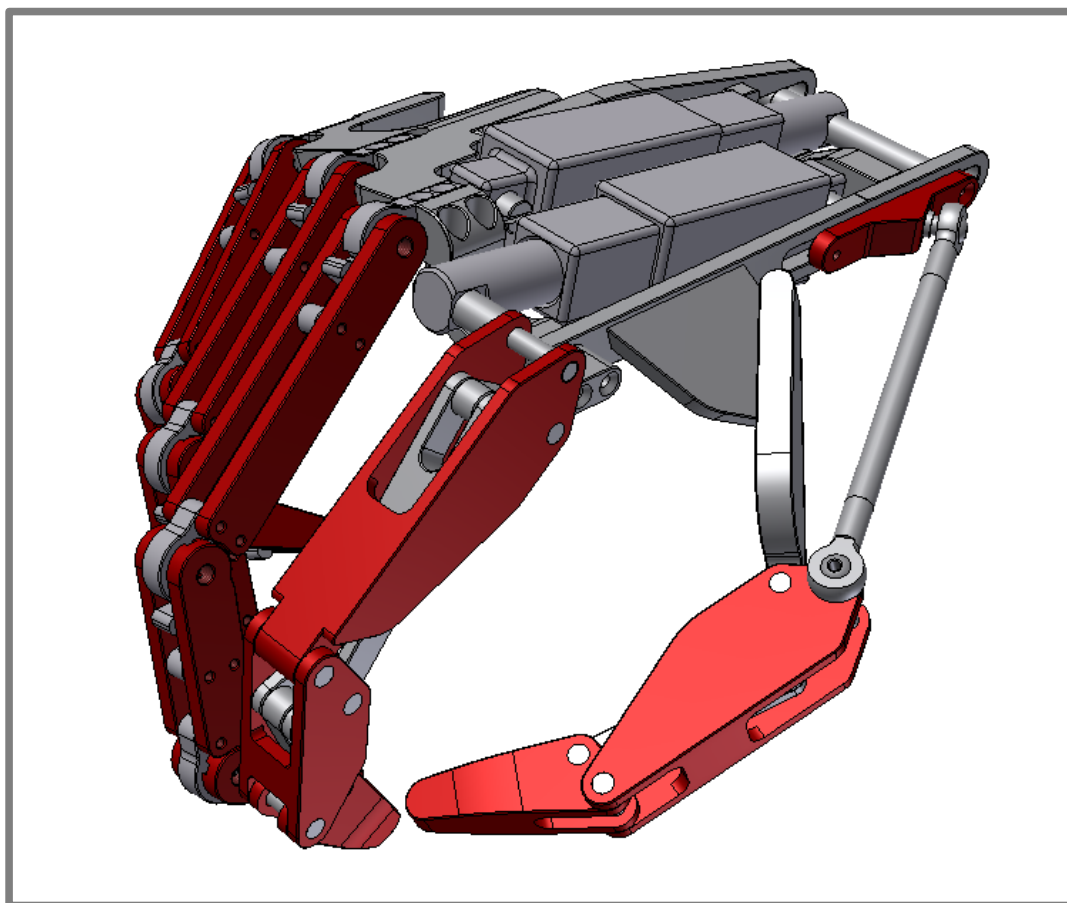
Řízení aktuátorů bude realizováno za pomoci programu vytvořeného v prostředí LabView. Aktuátory budou připojené k řídicí desce a ta skrze USB port k počítači.

7 NÁVRH VARIANT ŘEŠENÍ A VÝBĚR OPTIMÁLNÍ VARIANTY

7

7.1 Varianta I

7.1

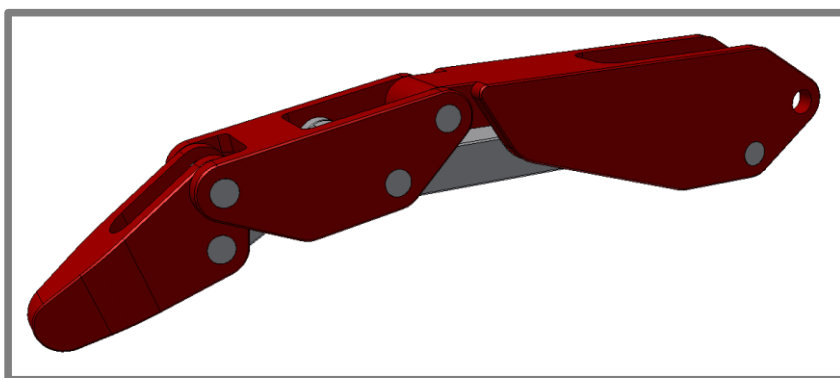


Obr. 22 Návrh varianty protézy I

Varianta I byla navrhována jako kostra, potažená tlustým silikonovým návlekm, kterým by zajišťoval tvarům protézy vzhled lidské ruky.

7.1.1 Návrh tvaru prstů

7.1.1

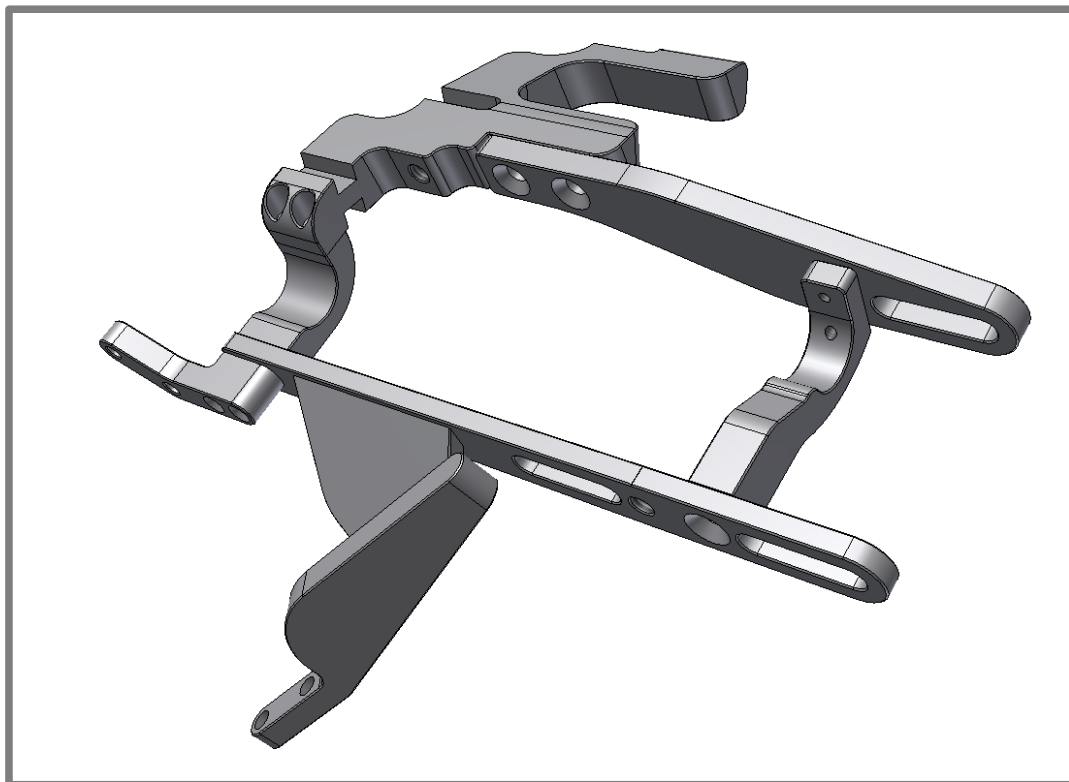


Obr. 23 Vzhled prstu u varianty I

Návrh tvaru „prstů“ (viz. Obr. 23) u této varianty volen vzhledem k jejich snadné výrobě. Výroba by mohla být realizována jak za pomoci technologie rapid-prototyping, tak i klasickým obráběním pomocí CNC frézky.

7.1.2 Konstrukce nosné části protézy varianty I

Tělo této varianty ruky by bylo tvořeno několika navzájem sešroubovanými hliníkovými díly, vyrobenými pomocí obrábění na CNC frézce, které by tvořily pevný celek (viz. Obr. 24).

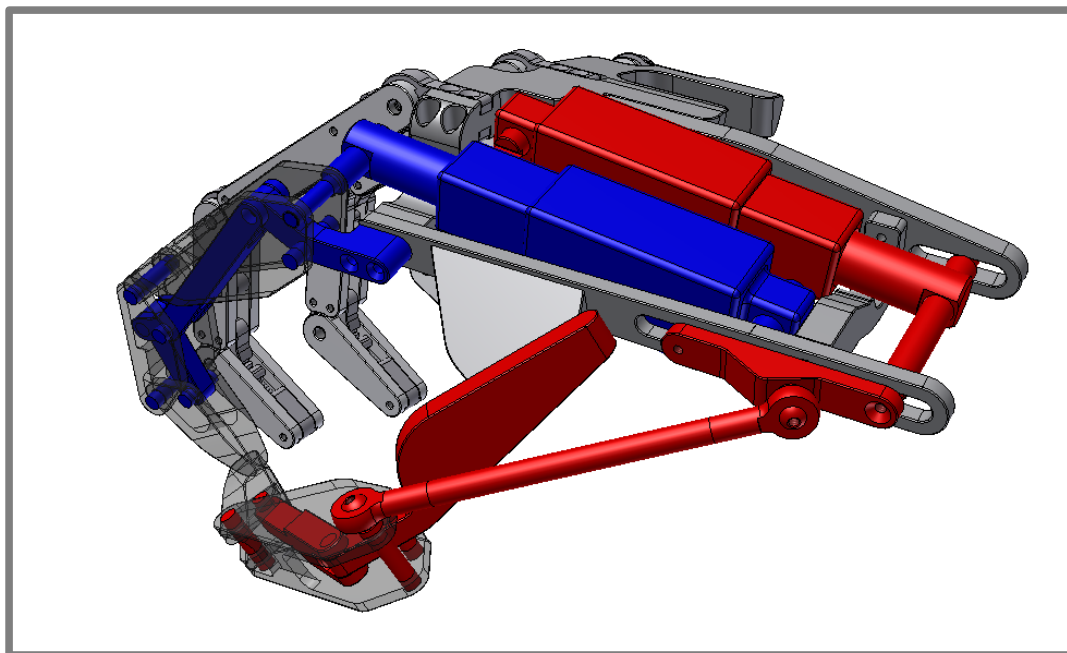


Obr. 24 Kompletní celek nosné části varianty I

7.1.3 Elektricky ovládané prsty

Systém pohonu elektricky ovládaných prstů zde byl volen pomocí dvou lineárních aktuátorů Firgelli řady L12. Tyto aktuátory jsou v protéze uloženy podélně a navzájem rovnoběžně, otočené o 180° (viz. Obr. 25). Aktuátory jsou k nosné části přichyceny za pomoci dvou šroubovacích čepů, kterými je umožněno jejich volné natáčení ve vertikálním směru.

U této varianty jsou elektricky řízenými prsty ukazováček (modrá) a palec (červená). Ukazováček je zde propojen přes čep přímo s aktuátorem, kdežto palec je spojen složitěji, a to přes čep, kluzný element a dva kulové (kloubové) čepy (viz. Obr. 26).

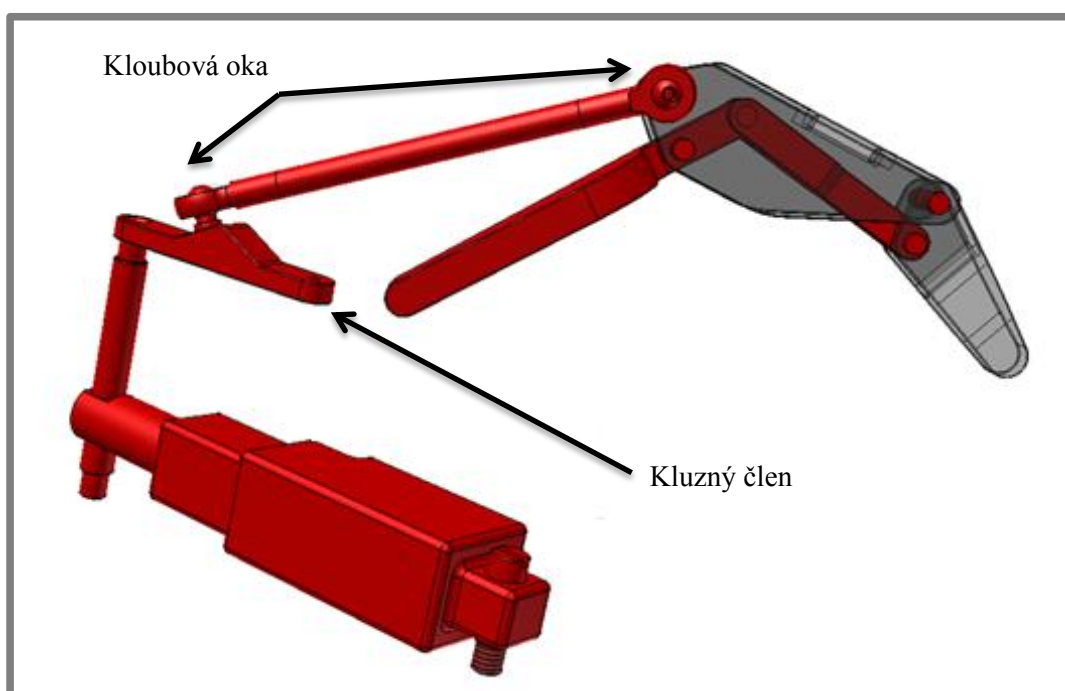


Obr. 25 Uložení elektrických aktuátorů v těle protězy u varianty I

7.1.4 Systém skládání elektricky ovládaných prstů

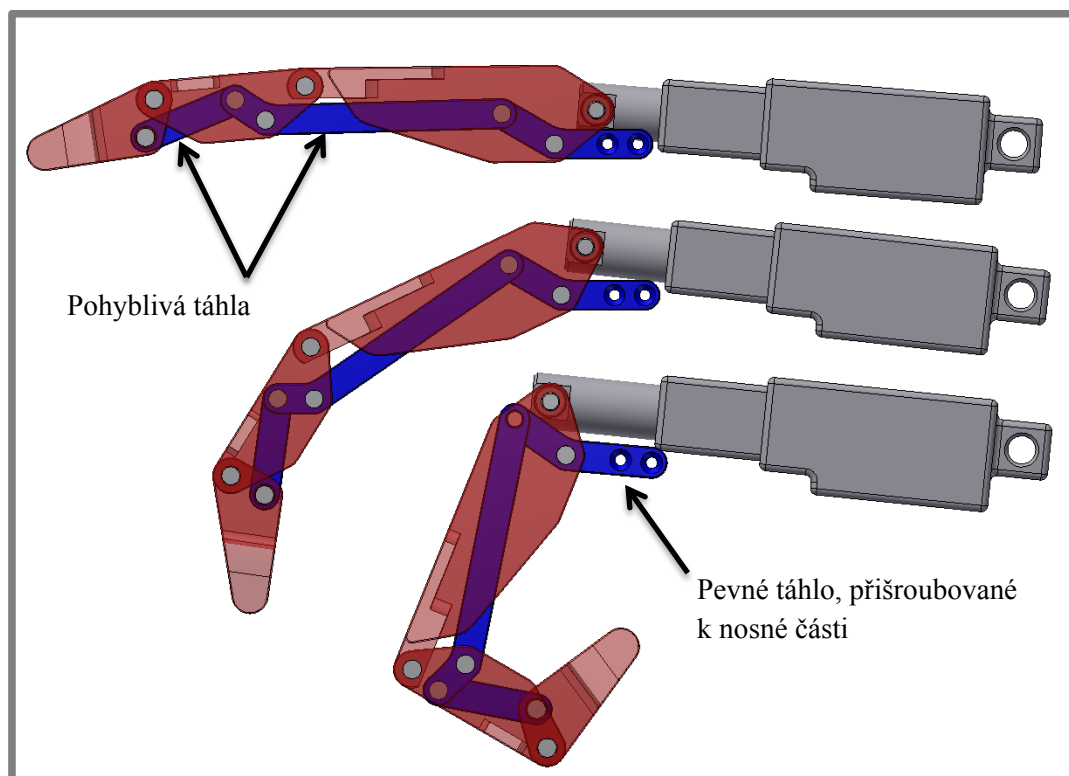
7.1.4

Skládání, resp. pohyb ovládaných prstů je řešen pomocí systému táhel (viz. Obr. 27), propojeného s aktuátory a vnějšími díly prstů pomocí čepů. Táhla jsou uložena uvnitř prstů a jsou chráněna proti mechanickému poškození. Systém je totožný jak u palce, tak i u ukazováčku.



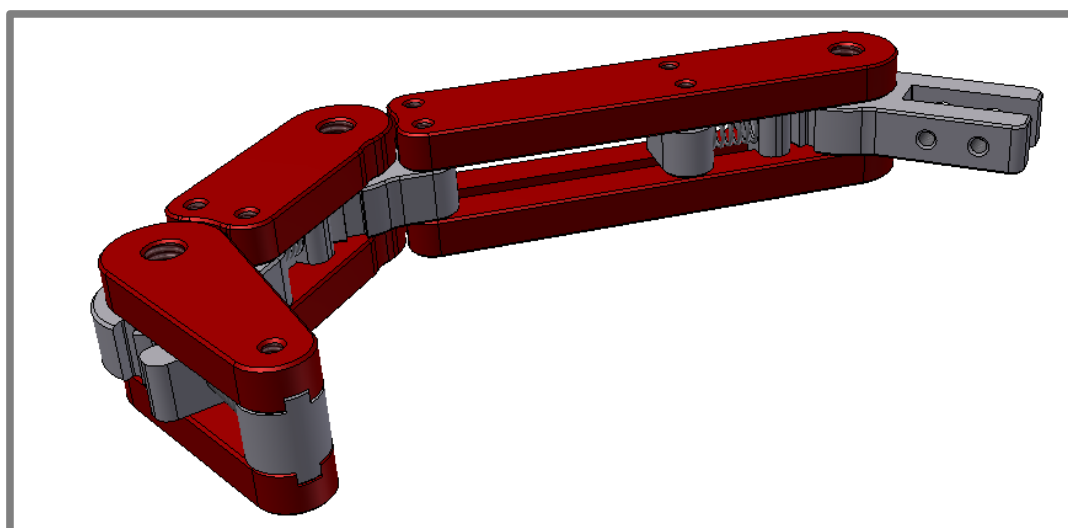
Obr. 26 Propojení palce s aktuátorem u varianty I

7.1.5 Návrh konstrukce mechanicky stavitelných prstů u varianty I



Obr. 27 Systém táhel elektricky ovládaných prstů u varianty I

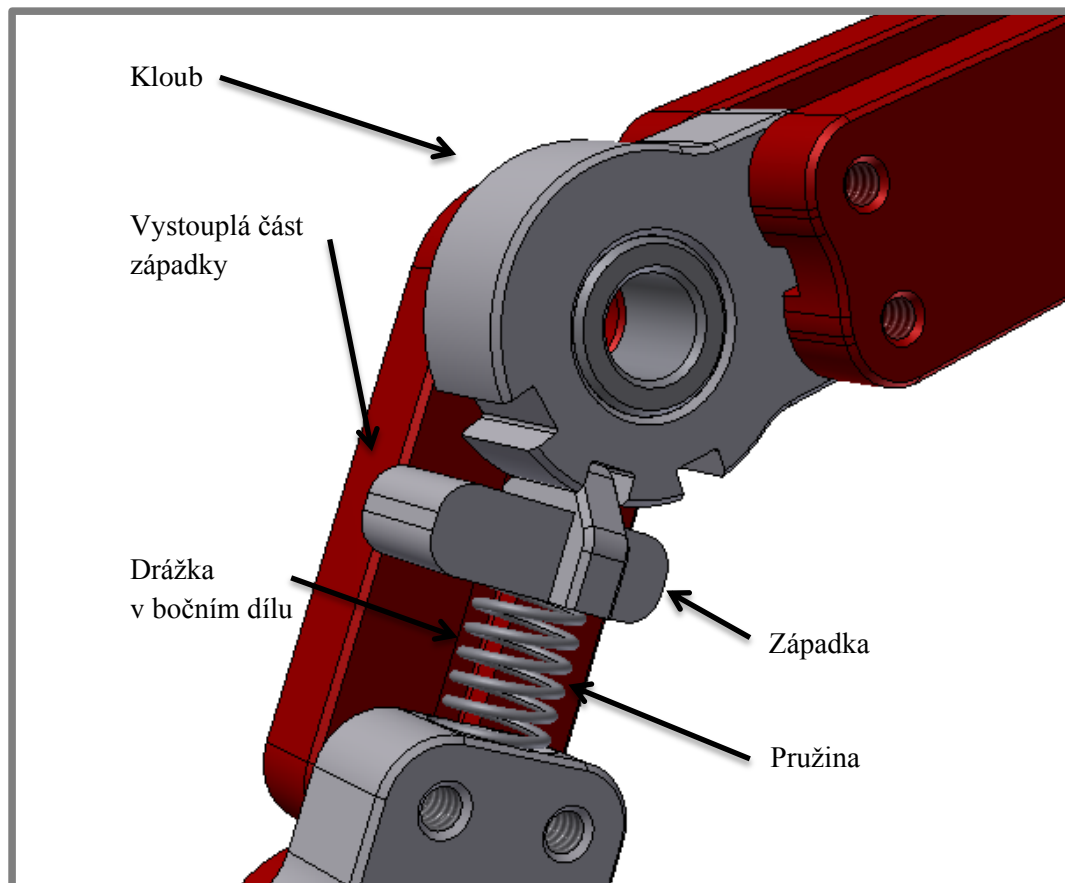
Mechanické nastavení prstů u varianty I (prostředníček, prsteníček a malíček) je funkčně řešeno tak, že každý článek prstu je vždy samostatně odjištěn, nastaven a následně zaaretován.



Obr. 28 Mechanicky stavitelný prst varianty I

Aretační mechanismus je tvořen kloubem se třemi drážkami, přičemž počet těchto drážek značí i počet možností nastavení polohy daného článku prstu. Do těchto drážek zapadá pojistka, jejíž poloha je pojištěna za pomoci pružinky. Tlakem prstu

na vystouplou část západky dojde ke stlačení pružiny a jejímu následnému odjištění. Poté se nastaví požadovaná poloha článku prstu a západka je tlakem pružiny vsunuta zpět do drážky. Pojistka se při odjišťování pohybuje v drážkách bočních dílů (viz. Obr. 29).



Obr. 29 Aretační mechanismus mechanicky stavitelného prstu u varianty I

7.2 Varianta II

7.2

Varianta protézy II je navrhována za rozsáhlého použití technologií rapid-prototyping, což umožňuje dosáhnout více organických tvarů konstrukce resp. jejich jednotlivých dílů. Je zde počítáno s tenkou gumovou rukavicí dotvářející vzhled protézy. Stejně tak, jako u varianty I, je i zde použito dvou lineárních aktuátorů od firmy Firgelli z řady L12. Tyto aktuátory disponují zdvihem 30mm.

Elektricky ovládané prsty jsou zde voleny stejně jako u varianty I - ukazováček a palec. Lineární aktuátory jsou v těle uloženy křížmo tak, aby mohly být spojeny s prsty pouze za pomoci čepů s vynecháním táhel. Toto uspořádání zachovává kompaktnost konstrukce a omezuje počet pohyblivých členů mechanismu, a tím je i snížena pravděpodobnost poruchy.

Mechanismus skládání prstů je zde proveden taktéž pomocí systému táhel. Na rozdíl od varianty I, je tento systém použit i pro skládání (nastavení polohy) ručně stavitelných prstů.

Manuálně stavitelné prsty lze nastavovat dle potřeby stiskem tlačítka a následným pohybem prstu do požadované polohy. Při stisku tlačítka se prst samovolně (silou stlačené pružiny) vrátí do výchozí polohy.

Varianta II byla vzhledem k požadavkům uvedeným v zadání diplomové práce, výrobním možnostem a funkčnosti vybrána jako optimální. Dále bude varianta II popsána v konstrukční části práce.



Obr. 30 Návrh varianty II

8 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ

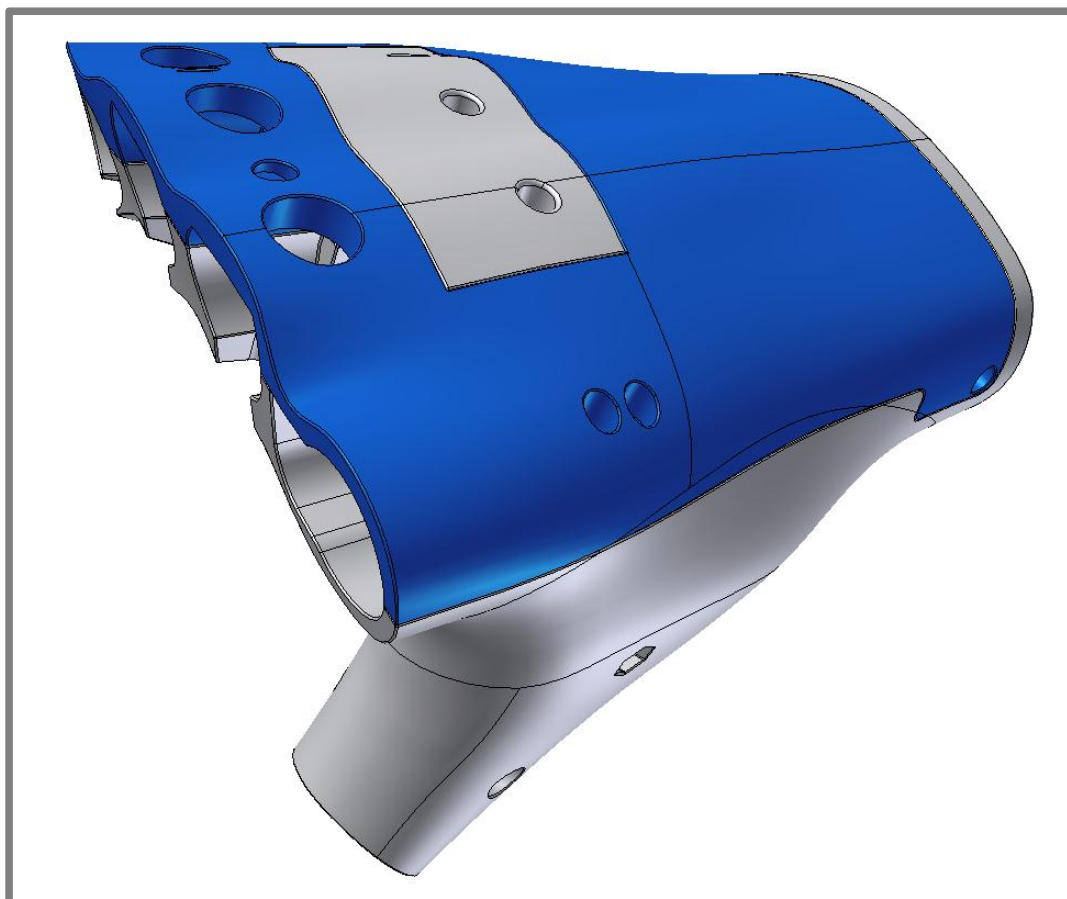
8

8.1 Konstrukční návrh

8.1

8.1.1 Tělo ruky

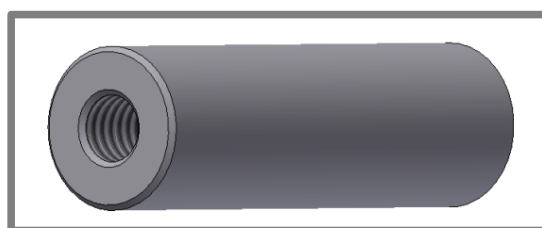
8.1.1



Obr. 31 Tělo ruky

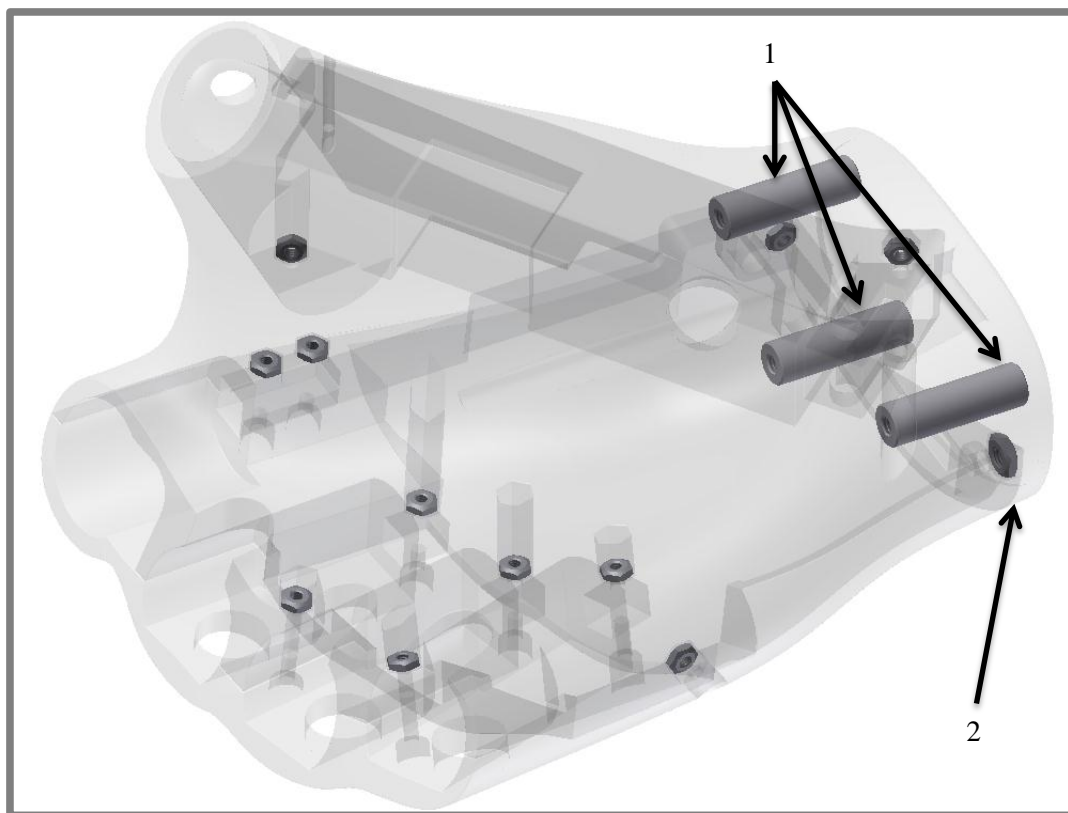
Tělo ruky je tvořeno jedním hlavním dílem (materiál – „výtisk“ z ABS plastu), dvěma kryty vyrobenými stejnou technologií, a ocelovými inzerty. Při návrhu se velikostně vycházelo z velké lidské ruky [21].

Z důvodu použitého materiálu při výrobě hlavního dílu těla ruky není možné v přímo v tomto dílu vytvořit závity pro spojovací šrouby. Tento problém je řešen pomocí, do dílu vlepěných, kovových inzertů s vyřezanými závity. Jako inzerty byly použity standardizované matice M2/M3 a vyrobené trubičky s vnitřním závitem M3.



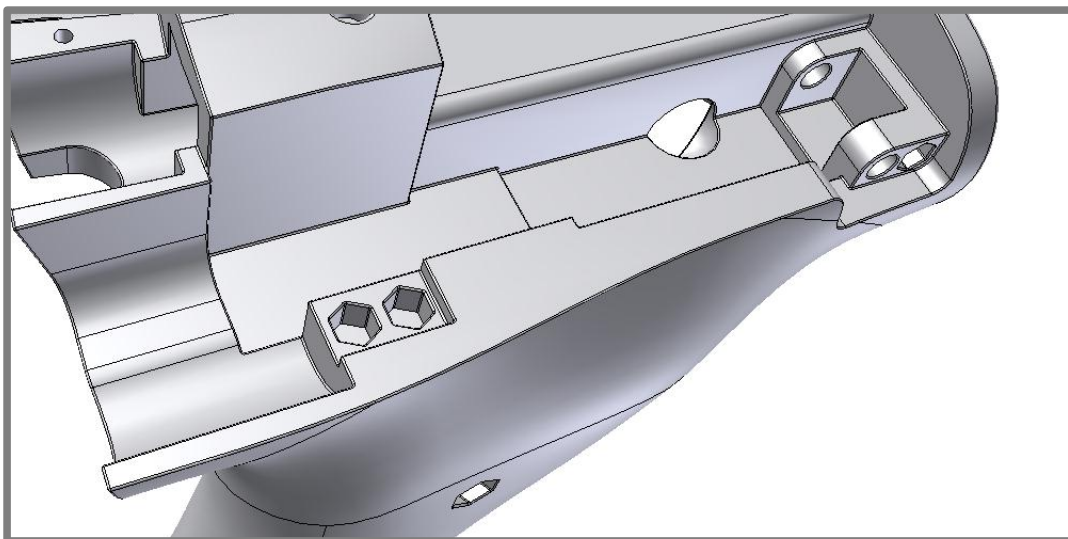
Obr. 32 Inzert – trubička M3

Umístění jednotlivých inzertů je znázorněno na Obr. 33. Matice bez pozice jsou rozměru M2. Pozicí č. 1 jsou označeny trubičkové inzerty s vnitřním závitem M3, které slouží pro montáž destičky připojovacího dílu. Pozicí č. 2 je označena matice velikosti M3, sloužící pro umístění jisticího šroubu krytu.

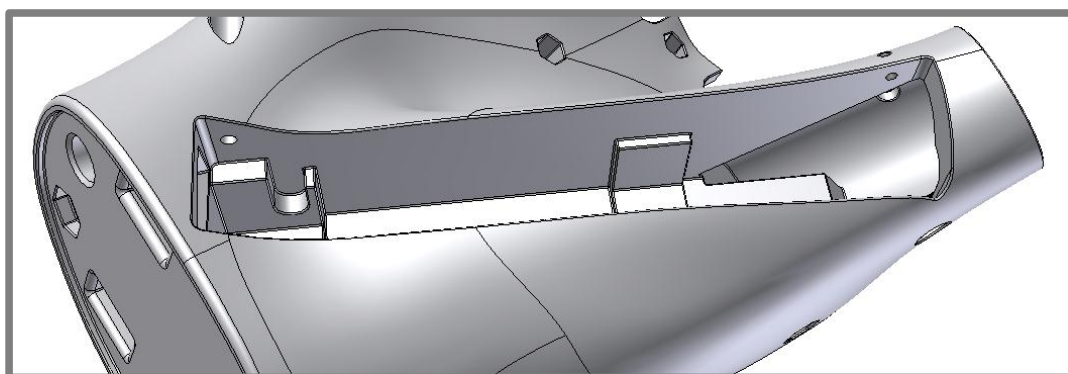


Obr. 33 Umístění inzertů v hlavním dílu těla ruky

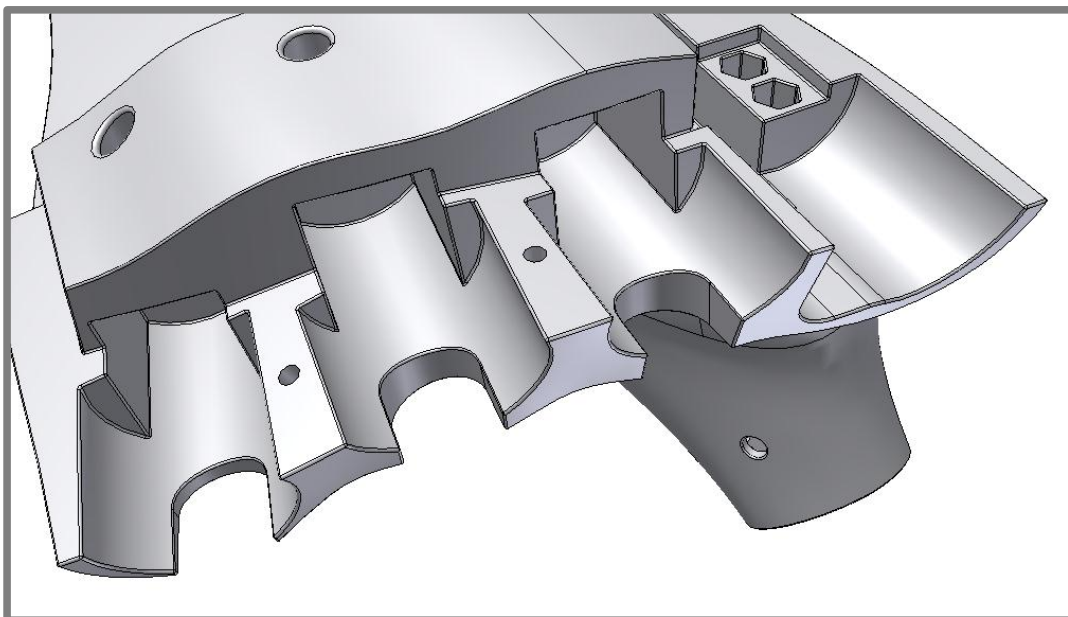
V hlavním dílu těla jsou vymodelovány prostory pro lineární aktuátory (viz. Obr. 34). Jeden je přístupný z horní strany a druhý je vytvořen ze strany spodní. Za podmínky dodržení přijatelných rozměrů protézy bylo vzhledem k prostorové náročnosti lineárních aktuátorů (vůči velikosti protézy) nutné tyto aktuátory do těla ruky umístit co nejbližše sobě, aby zabíraly co nejmenší prostor. Zatímco poloha aktuátoru ovládajícího ukazováček se při změně vysunutí pístku nemění, poloha, resp. natočení aktuátoru ovládajícího palec se při vysouvání a zasouvání pístku mění. Z tohoto důvodu bylo nutné umístit aktuátory vedle sebe s dostatečnou prostorou rezervou, aby při svírání prstů nedocházelo k jejich vzájemné kolizi. V jednom místě dosahovala tloušťka materiálu mezi komorami pouze cca 0,3mm. Vzhledem k výrobním možnostem zařízení zcorp a dále k nepotřebě (nepřenáší zde žádné zatížení) materiálu, byly na tomto místě komory propojeny (viz. Obr. 34 a Obr. 35).



Obr. 34 Horní komora



Obr. 35 Spodní komora

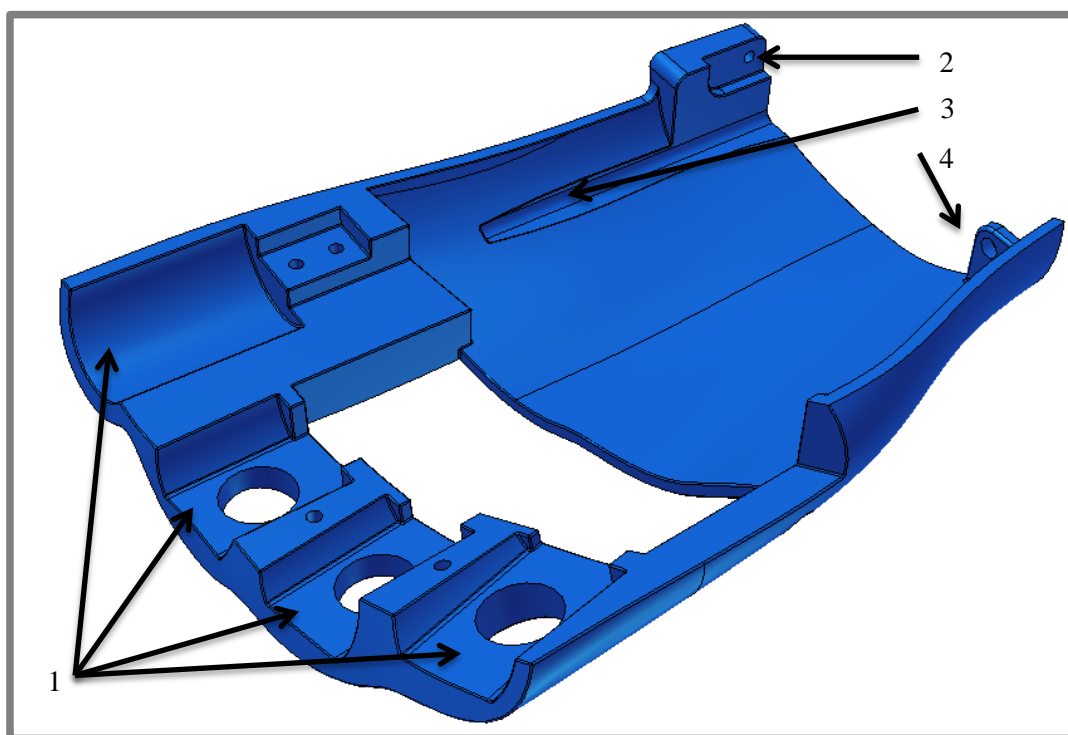


Obr. 36 Prostory pro uložení manuálně stavitelných prstů

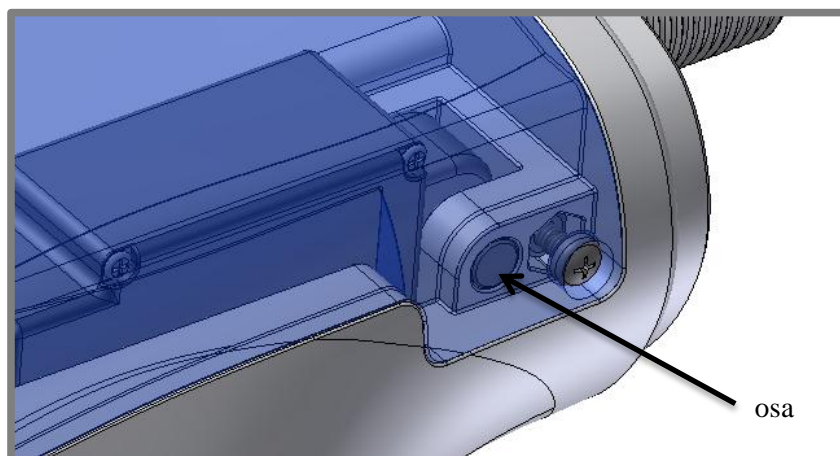
Dále jsou v hlavním dílu těla ruky vymodelovány uložení pro mechanicky stavitelné prsty (viz Obr. 36). Prostory pro uložení palce a ukazováku jsou spojeny s komorami pro uložení lineárních aktuátorů (viz. Obr. 34 a Obr. 35).

Celkový tvar těla ruky dotvářejí dva kryty.

Kryt horní části hlavního dílu dotváří kromě vnějšího vzhledu těla ruky také vnitřní prostory pro uložení dílů (viz. Obr. 37). Plošky (pozice 1) dosedají na základní díly prstů a současně s prostory vymodelovanými v hlavním dílu tvoří uložení pro základní díly prstů. Pomocí malé plošky v zadní části horního krytu (pozice 2) je zajištěno zamezení posuvu osky uložené v hlavním dílu (viz. Obr. 38), která slouží pro uchycení aktuátoru ovládajícího ukazovák.



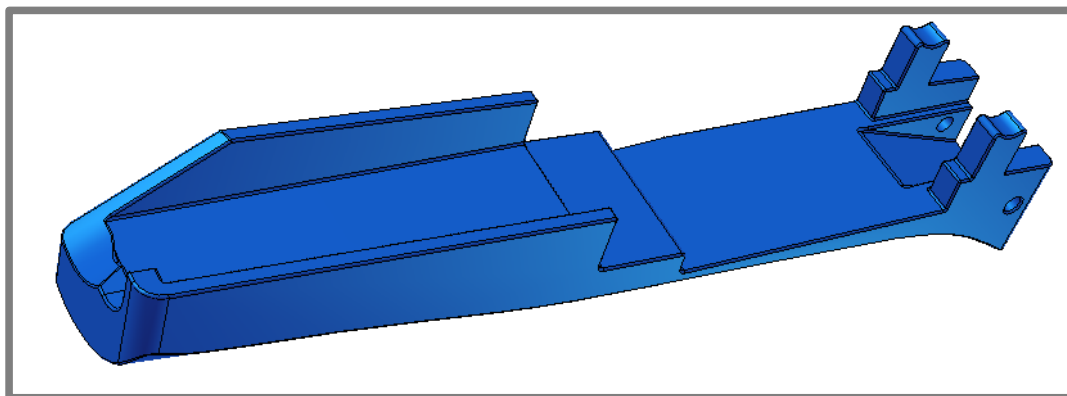
Obr. 37 Kryt horní části hlavního dílu



Obr. 38 Uložení osky aktuátoru ovládajícího ukazovák

Zadní část krytu byla modelována jako skořepina o tloušťce stěny 2mm. Vzhledem k uložení aktuátoru bylo ale nutné do této stěny ještě vymodelovat výřez, (pozice 3) aby nedocházelo ke kolizi. Na výstupku v zadní části (pozice 4) je vymodelován otvor pro šroub, kterým je kryt přichycen k tělu.

Spodní kryt uzavírá komoru pro uložení aktuátoru ovládajícího palec a zároveň pomocí válcových plošek zajišťuje osu, která tento aktuátor spojuje s hlavním dílem v požadované pozici.



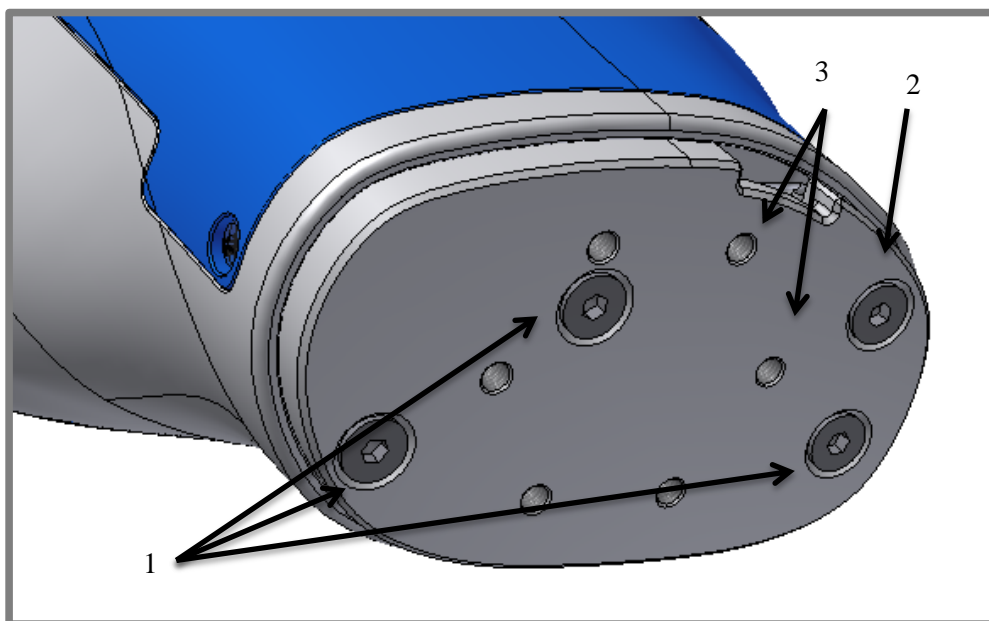
Obr. 39 Spodní kryt

8.1.2 Propojení mezi terminální pomůckou a pahýlovým lůžkem

8.1.2

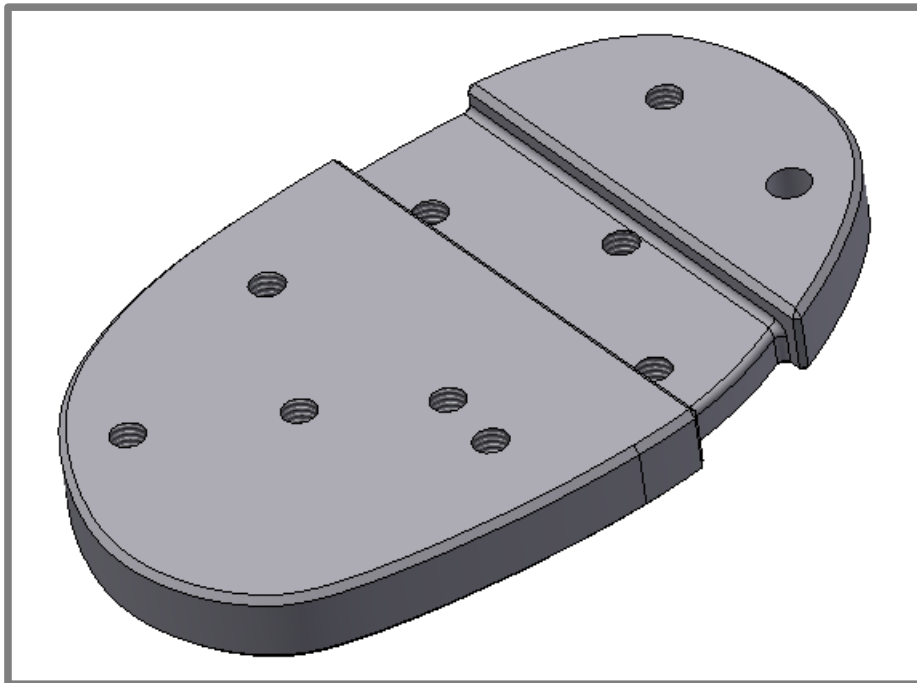
Propojení samotné protézy s pahýlovým lůžkem je realizováno pomocí dvou dílů – základní desky a připojovacího čepu se závitem.

Základní deska (viz. Obr. 40) je vyrobena z duralového plechu o tloušťce stěny 5mm. Pomocí tří šroubů M3 (pozice 1) je připevněna k tělu ruky a dále je skze tuto desku provlečen šroub (pozice 2), jistící horní kryt v požadované pozici.



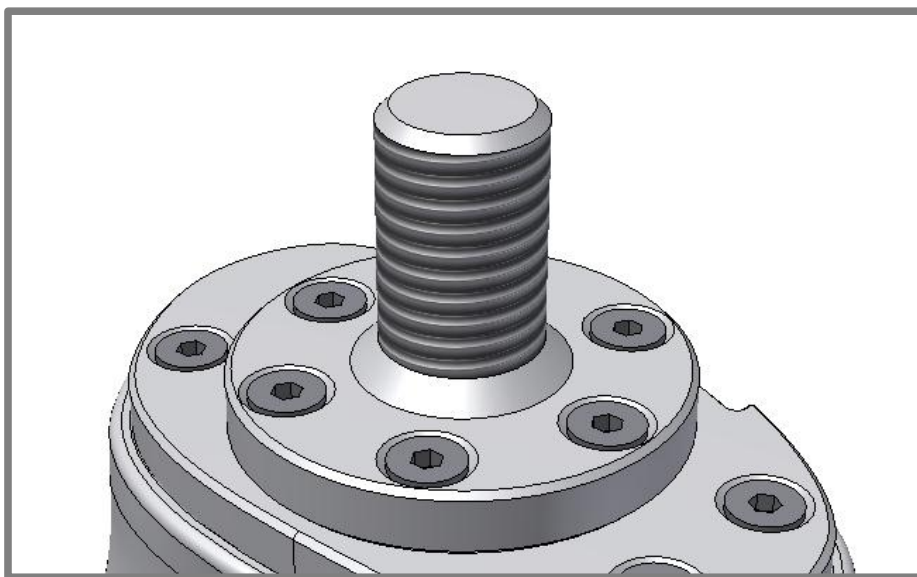
Obr. 40 Uchycení základní desky

K tomuto dílu je pevně přišroubován čep se závitem pomocí šesti šroubů M3, pro které je vymodelováno 6 děr se závitem M3 (pozice 3) rozmístěných na pomyslnou kružnici. Dále je v desce vytvořena drážka, kterou procházejí přívodní kabely od elektrických aktuátorů (viz. Obr. 41)



Obr. 41 Základní deska

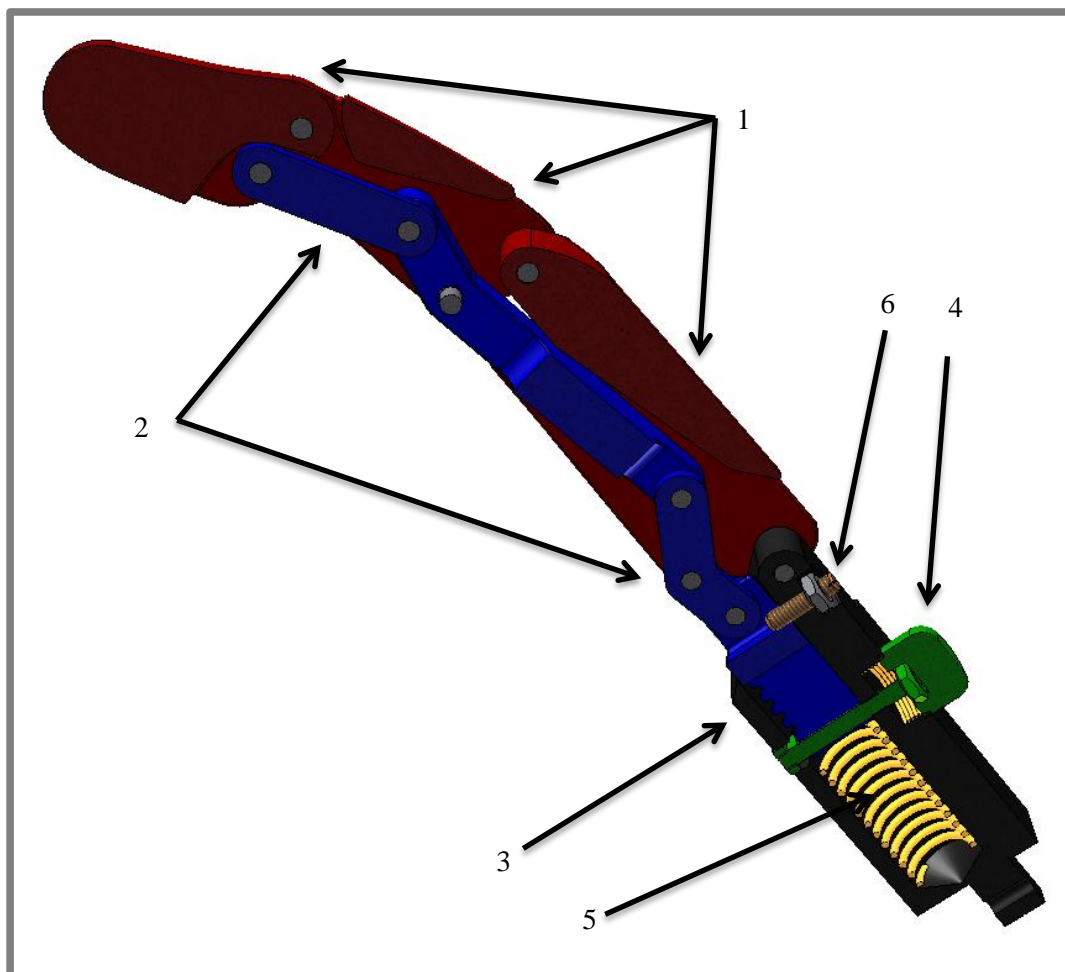
Připojovací čep je také vyroben z duralu. Na jedné straně čepu je umístěna příruba, skrze níž prochází 6 připojovacích šroubů, které spojují čep pevně se základovou deskou. Na druhé straně čepu je vymodelován závit o rozměru M12, pomocí něhož je protěza připojena k pahýlovému lůžku.



Obr. 42 Připojovací čep

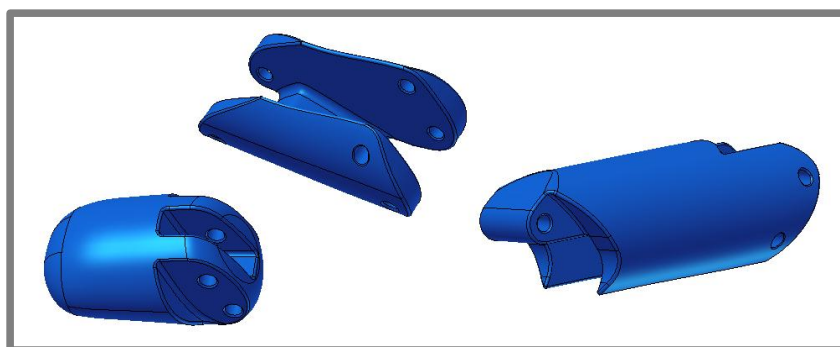
8.1.3 Manuálně nastavitelné prsty

Manuálně nastavitelné prsty jsou u této varianty malíček, prsteníček a prostředníček. Každý z těchto prstů je u lidské ruky tvořen třemi články. Stejně tak byla navrhována i konstrukce prstů protézy – trojčlánková.



Obr. 43 Manuálně stavitelný prst, (1) – Články prstu; (2) – Systém táhel; (3) – Základna prstu; (4) - Zámek; (5) – Vratná pružina; (6) - Zarážka

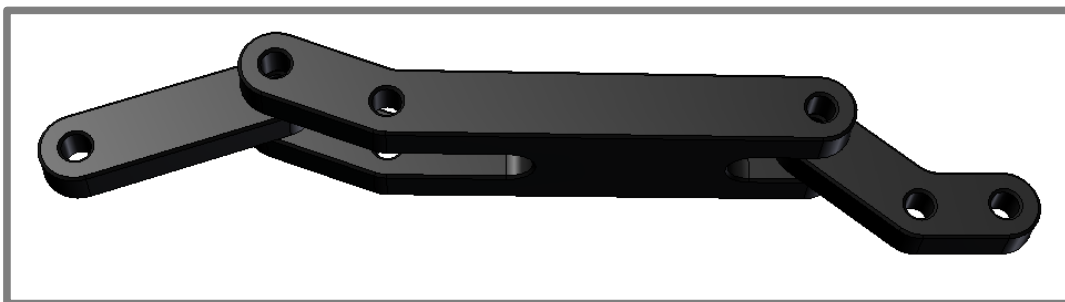
Jednotlivé články prstu jsou navrženy tak, aby co nejblíže imitovaly vzhled lidského prstu. Mezi sebou jsou spojeny pomocí osiček o průměru 2mm.



Obr. 44 Jednotlivé články prstu

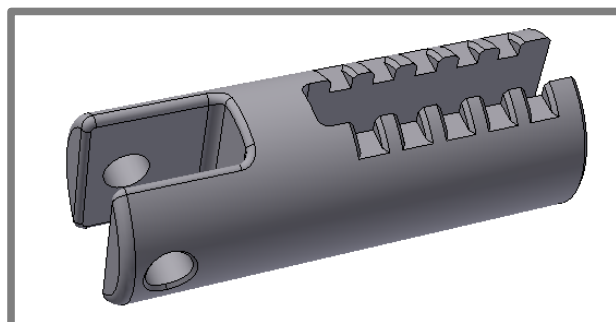
Zajištění osiček je u prototypu navrženo s ohledem na použitý materiál článků prstů. Vzhledem k nemožnosti vyřezat dostatečně únosný závit, budou osky k jednotlivým článkům prstu přilepeny pomocí silikonu (tavnou pistolí).

Skládání prstu je realizováno skrze systém třech vzájemně mezi sebou propojených táhel, které jsou skrze osky propojeny s jednotlivými články prstu a zajišťují jejich plynulý pohyb. Jejich délky se při návrhu různě měnily a zkoušely, dokud nebylo dosaženo uspokojivého poměru výchozí tvar prstu / složený tvar prstu.

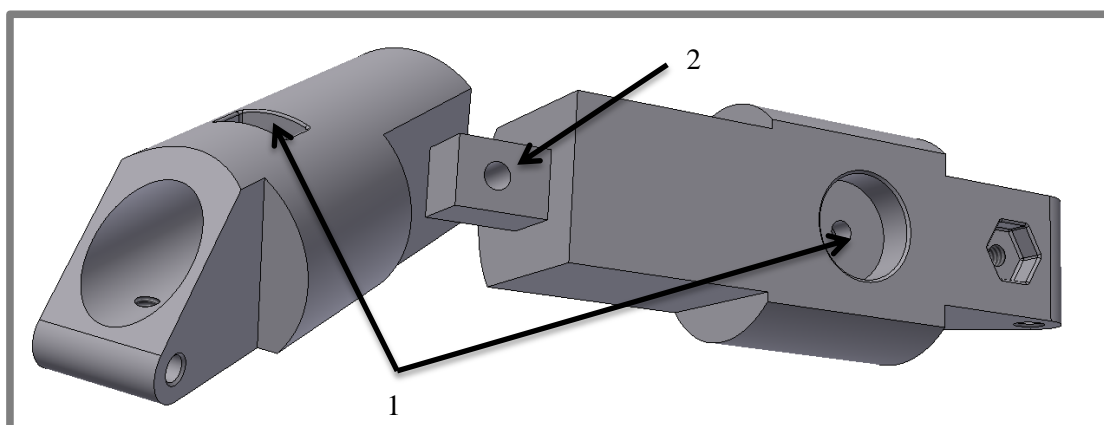


Obr. 45 *Systém táhel*

Táhla jsou dále propojeny s kluzným čepem, který se pohybuje v základně prstu a při pohybu stlačuje vratnou pružinu (viz. Obr. 43). Na kluzném dílu jsou vymodelovány drážky (5 drážek = 5 poloh nastavení prstu), do kterých zapadá zámek (viz. Obr. 48).



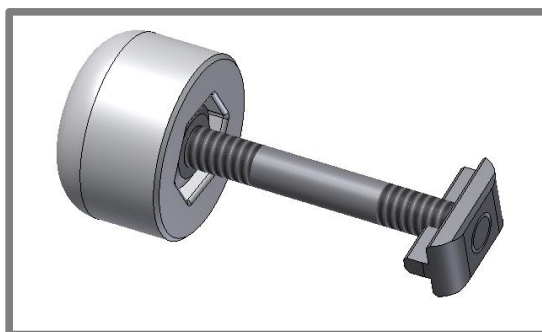
Obr. 46 *Kluzný čep*



Obr. 47 *Základna prstu; (1) – Vedení zámku; (2) – Uchycení k tělu ruky*

Základna prstu je navržena z ABS plastu. Jak již bylo zmíněno výše, základna je modelována jako pouzdro, ve kterém se volně pohybuje kluzný čep. Tvar je zvolen tak, aby byl prst pevně uchycen vůči tělu ruky. Umístění v těle je pojištěno šroubem, provlečeným skrze díru v základně prstu (viz. Obr. 47; pozice 2)

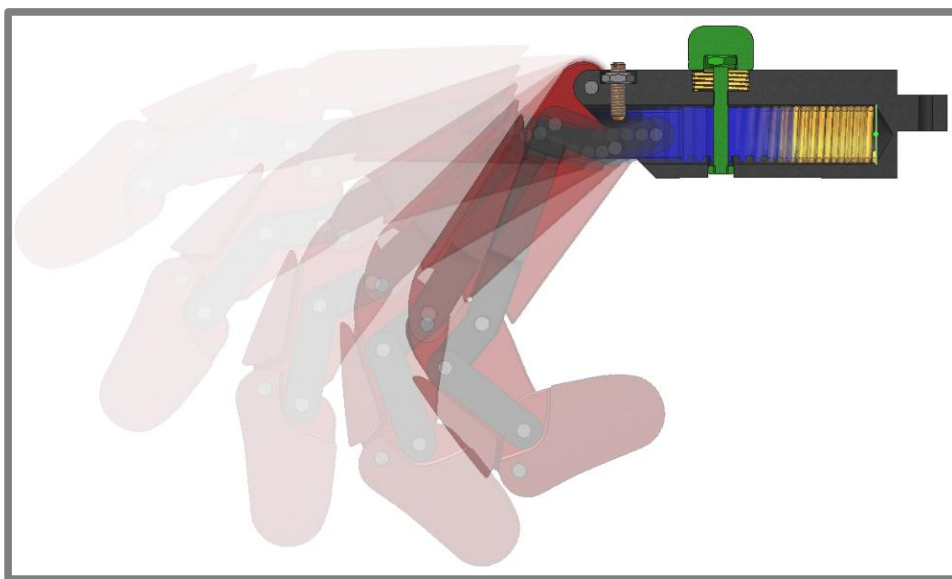
Zámek je navržen ze čtyř dílů – osky se závity o průměru 2mm, západky, matice M2 a tlačítka. Zámek je umístěn ve vedení tvořeném dvěma otvory v základně prstu (viz. Obr. 47). Jeden z otvorů je obdélníkového tvaru, aby zamezil nechtěnému natáčení zámku vůči kluznému dílu. Případné natočení západky by způsobilo nefunkčnost celého aretačního mechanismu. Zapadnutí zámku do drážek na kluzném čepu zajišťuje pružina umístěná pod tlačítkem zámku (viz. Obr. 43)



Obr. 48 Zámek

Nastavování požadované polohy prstu se provádí stiskem tlačítka zámku, jeho držením a zároveň pohybem prstu samotného. Po nastavení prstu do požadované polohy se uvolní tlačítko zámku a pružina umístěná pod tlačítkem usadí do jedné z drážek v kluzném čepu.

Navrácení prstu do výchozí polohy probíhá pouze stiskem tlačítka a stlačená pružina, umístěná za čepem, prst napřímí. Vypadnutí čepu ven ze základny brání pojistný šroub (viz. Obr. 43; pozice 6)



Obr. 49 Možnosti nastavení polohy u manuálně stavitelného prstu

8.1.4 Elektricky ovládané prsty

Řešení skládání a následného napřimování elektricky ovládaných prstů je totožné s řešením u manuálně stavitelných prstů. S tím rozdílem, že zde není použita vratná pružina, ale napřimování prstů je prováděno stejně jako jejich skládání – lineárním aktuátorem.

U této varianty byly použity již dříve zakoupené lineární aktuátory značky Firgelli, řady L12 se zdvihem 30mm. Možné konfigurace aktuátorů řady L12 jsou uvedeny níže v tabulkách Tab. 2 a Tab. 3.

Tab. 2 Konfigurace převodu L12 [25]

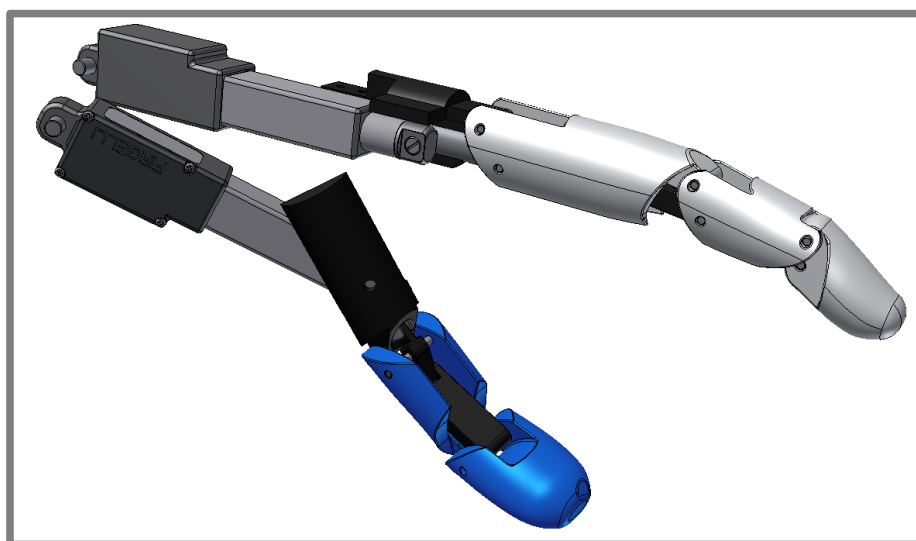
Převod	50	100	210
Max. síla	12 N @ 11 mm/s	23 N @ 6 mm/s	45 N @ 2.5 mm/s
Max. účinnost	6 N @ 16 mm/s	12 N @ 8 mm/s	18 N @ 4 mm/s
Max. rychlost	23 mm/s	12 mm/s	5 mm/s
Zpětná síla	43 N	80 N	150 N

Tab. 3 Konfigurace zdvihu [25]

Zdvih	10 mm	30 mm	50 mm	100 mm
Hmotnost	28 g	34 g	40 g	56 g
Přesnost pohybu	0.1 mm	0.2 mm	0.2 mm	0.3 mm
Max. boční zatížení	50 N	40 N	30 N	15 N

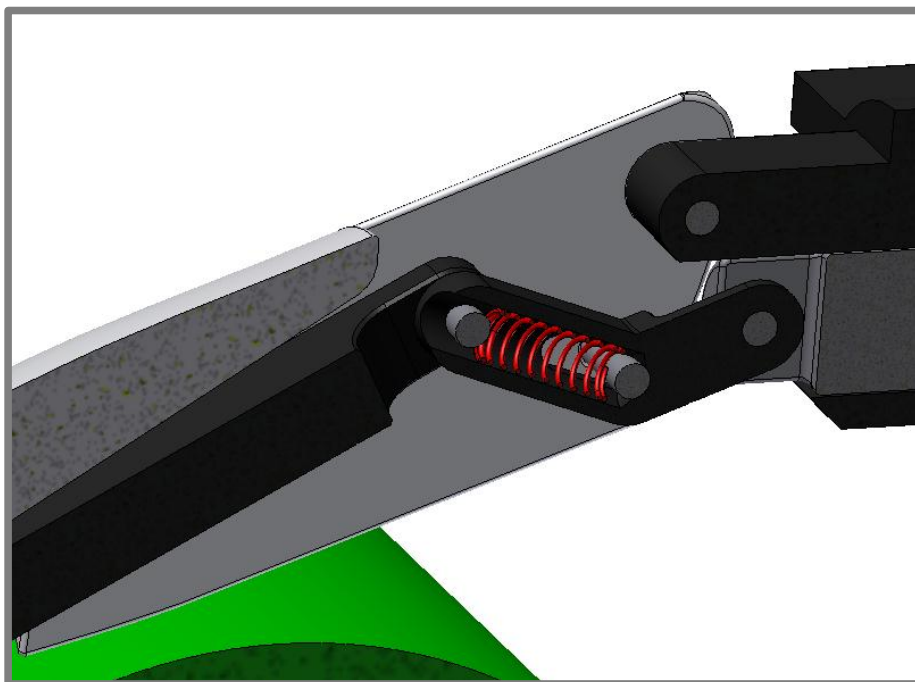
Oba zakoupené aktuátory mají zdvih 30mm a převod 50. Liší se umístěním kontroleru. Aktuátor s označením I obsahuje kontroler integrovaný přímo v těle a druhý označený P je připojený ke kontroleru umístěnému na externím plošném spoji.

Lineární aktuátor s integrovanou řídicí jednotkou, je automaticky vrácen do nulové polohy silou 43N, pokud není připojen zdroj napětí.



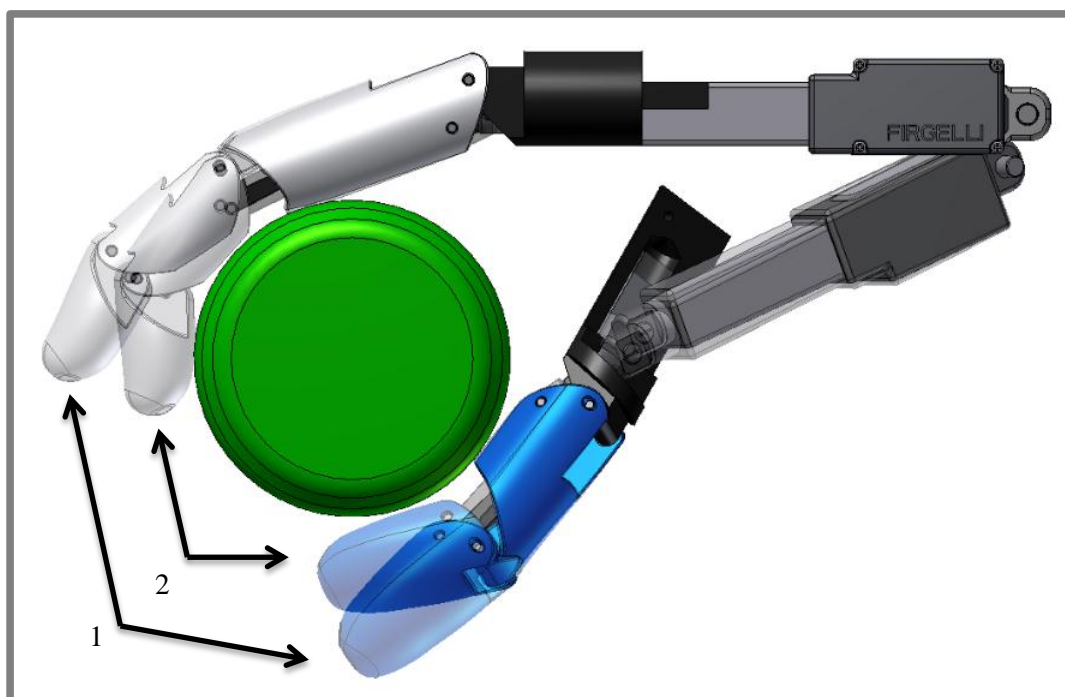
Obr. 50 Elektricky ovládané prsty

Jak již bylo zmíněno, systém skládání prstů je stejný až na dvě úpravy. Do táhla spojeného s kluzným čepem je integrována pružina (viz. Obr. 51).



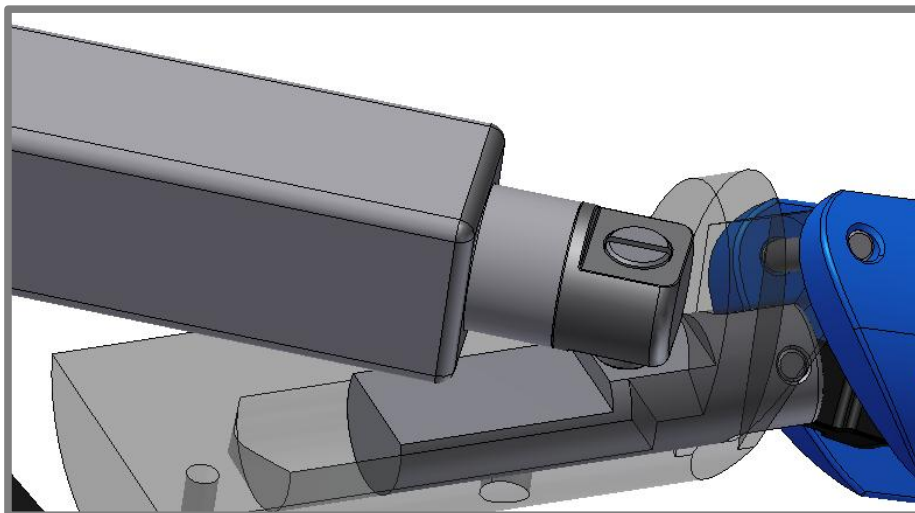
Obr. 51 Umístění pružiny v táhlu

Tato pružina umožňuje prstu, aby se do určité míry přizpůsobil tvaru uchopovaného předmětu a mohl ho i přesněji uchopit (viz. Obr. 52).



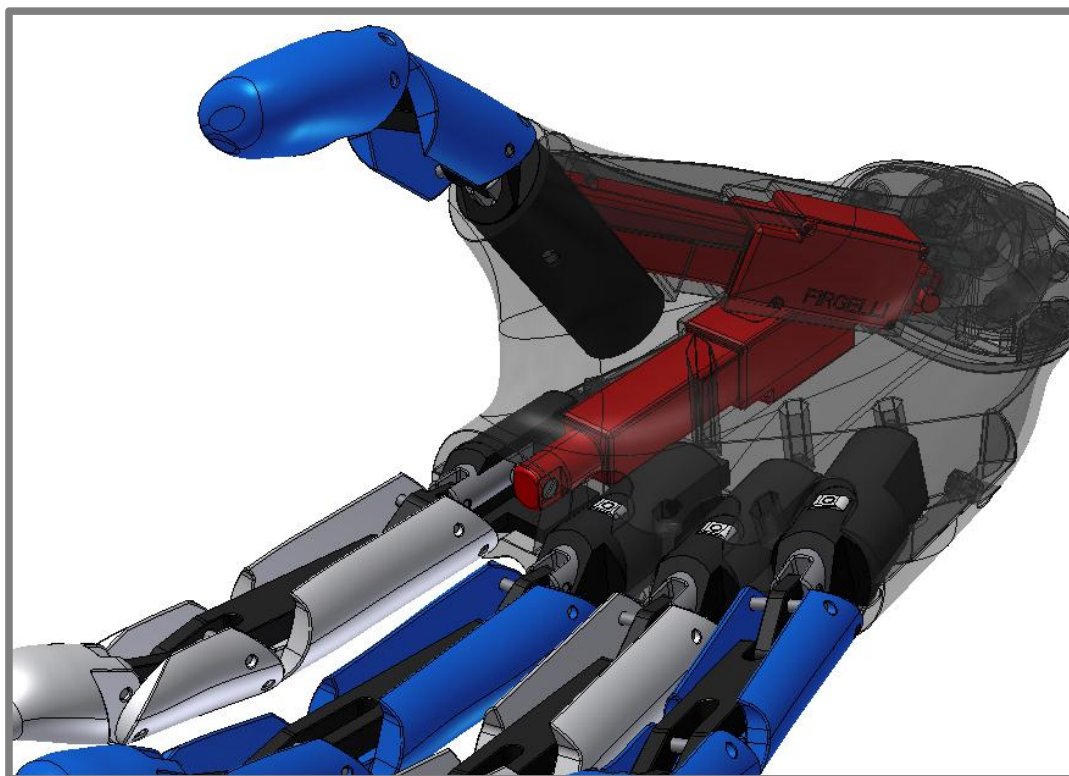
Obr. 52 Vliv integrace pružiny do táhla, a její vliv na úchop; (1) – Úchop bez požití pružiny; (2) - Úchop s použitím pružiny'

Druhou úpravou je částečné otevření základny prstu a montáž spojovacího čepu k čepu kluznému. Tento čep spojuje celý mechanismus skládání prstu s lineárním aktuátorem. Čep má průměr dířku 4,2mm a je s kluzným čepem spojen pomocí závitu M3.



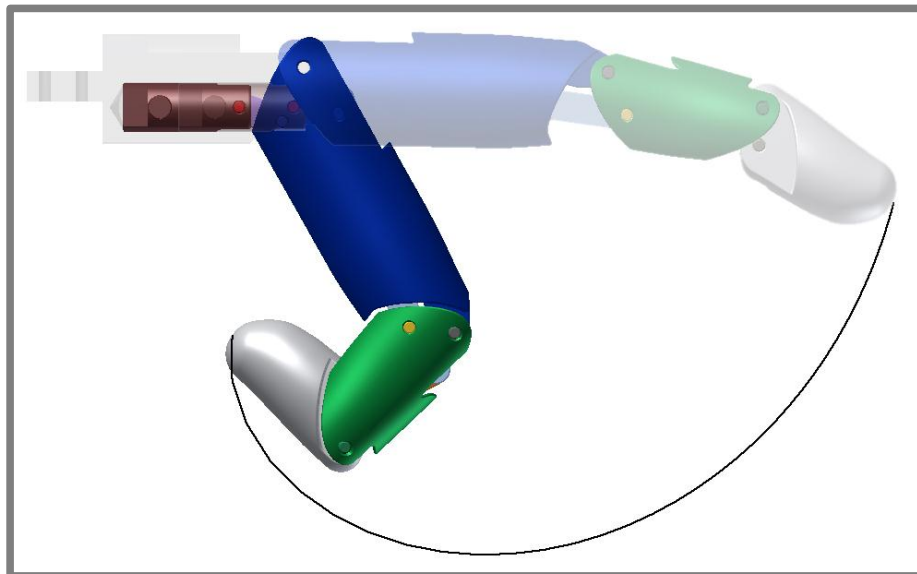
Obr. 53 Polootevřená základna palce a kluzný čep spojený s aktuátorem

Z důvodu prostorové náročnosti aktuátorů se zdvihem 30mm bylo jejich spojení s mechanismem skládání prstu realizováno ne souose. Aktuátor při pohybu vyvolává na kluzném čepu klopný moment, aby byl tento jev zredukován, byly kluzné čepy u těchto prstů navrženy delší a zaoblenější.



Obr. 54 Uložení aktuátorů v těle ruky

Na Obr. 55 je znázorněna trajektorie špičky ukazováčku při svírání prstu. Dráha byla zaznamenána pomocí programu Autodesk Inventor 2012 – Dynamická simulace.



Obr. 55 Trajektorie špičky prstu při zavírání prstu

8.1.5 Výpočet síly stisku při klíčovém úchopu

8.1.5

Výpočet sil stisku jednotlivých prstů při klíčovém úchopu byl počítán metodou statické úlohy.

Byl proveden rozbor mechanismů, z něž vyplynulo, že mechanismus palce i ukazováku lze považovat za staticky určitý:

$$i - \mu = (n - 1) \times i_v - \sum \xi_i - \delta$$

- Palec

$$i - \mu = (6 - 1) \times 3 - (12 + 2 + 1) - 0 \Rightarrow i = 0, \mu = 0$$

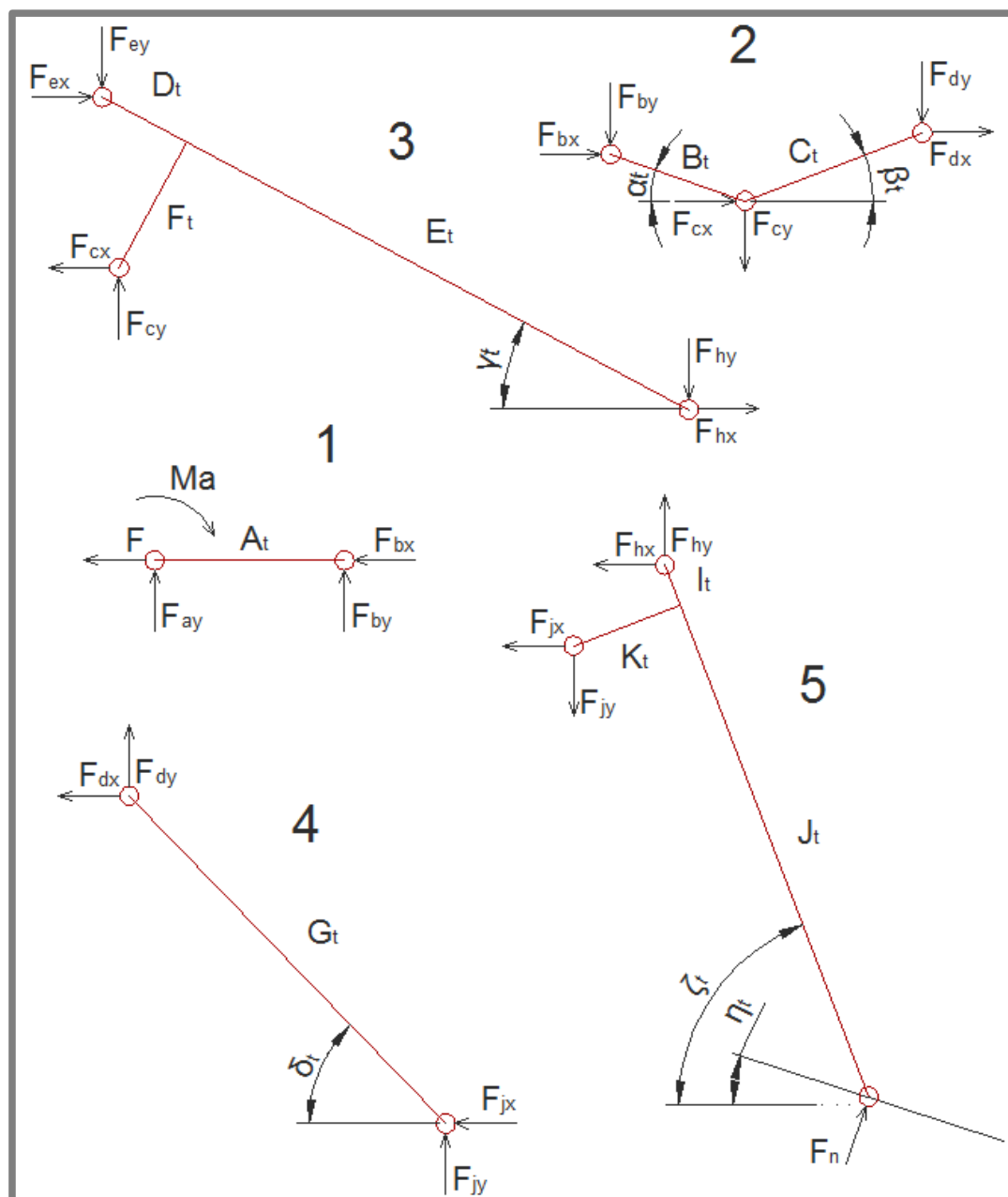
- Ukazovák

$$i - \mu = (8 - 1) \times 3 - (18 + 2 + 1) - 0 \Rightarrow i = 0, \mu = 0$$

Mechanismus každého prstu byl rozdělen na jednotlivá tělesa, která byla uvolněna dle podmínek statické rovnováhy.

Sestavené rovnice statické rovnováhy – 15 rovnic u mechanismu palce a 21 rovnic u mechanismu ukazováku – byly převedeny do maticového tvaru. Matematické řešení soustavy rovnic bylo provedeno v programu Mathcad (viz. Příloha 1 a 2).

Statické uvolnění jednotlivých prvků mechanismu a hodnoty parametrů jsou znázorněny na následujících stránkách

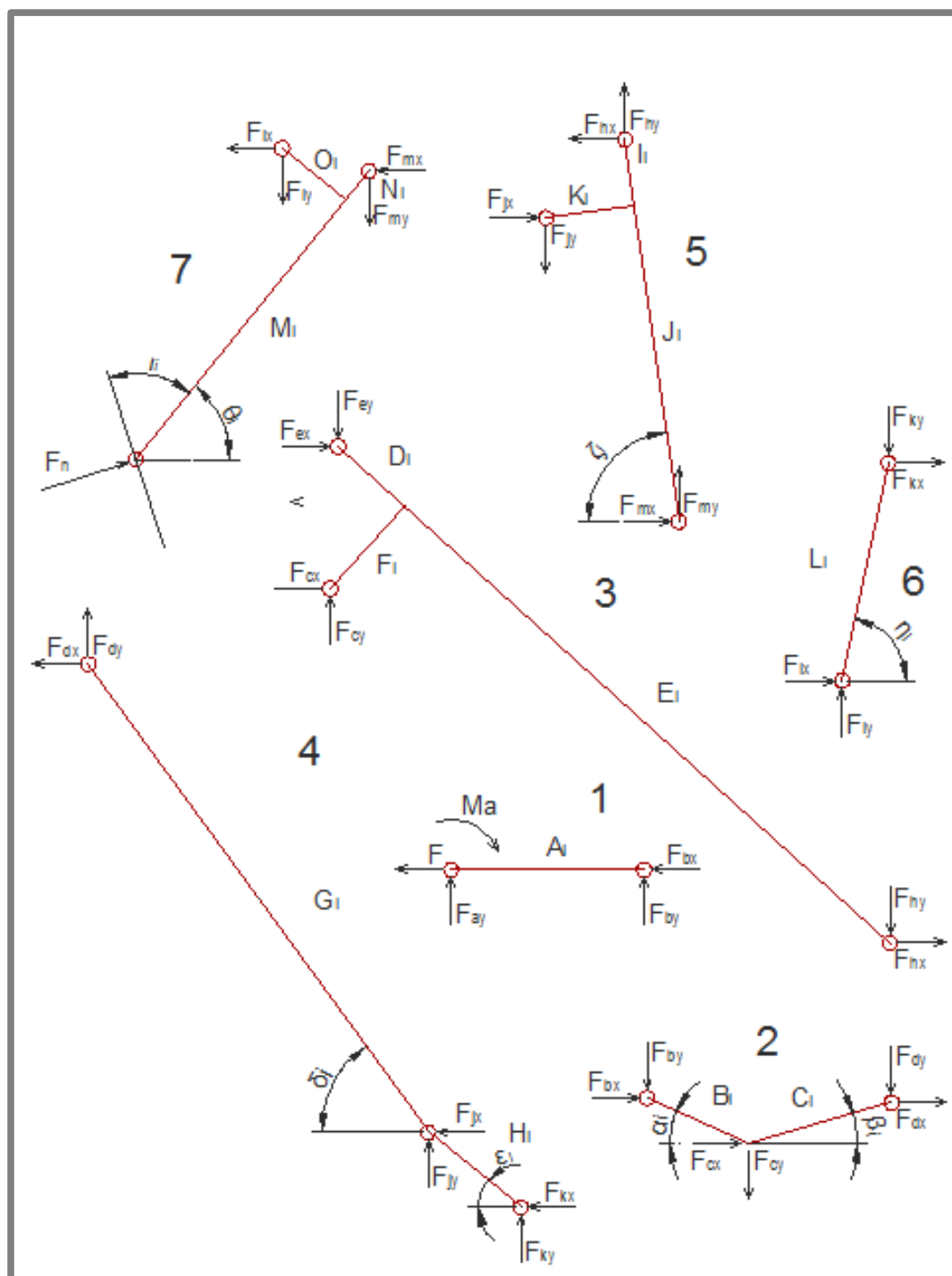


Obr. 56 Statické uvolnění jednotlivých prvků skládacího mechanismu palce

Tab. 4 Hodnoty parametrů - palec

Hodnoty v mm / °

At	Bt	Ct	Dt	Et	Ft	Gt	It	Jt	Kt	α_t	β_t	γ_t	δ_t	ζ_t	η_t
10	7,5	10	5	30	7,5	24	4,5	25,5	6	19	21	28	46	69	17



Obr. 57 Statické uvolnění jednotlivých prvků skládacího mechanismu ukazováku

Tab. 5 Naměřené parametry - ukazovák

Hodnoty v mm / °

Ai	Bi	Ci	Di	Ei	Fi	Gi	Hi	li	Ji	Ki	Li	Mi	Ni	Oi
13	7,5	10	6	44	7,5	39	8	4,5	21,5	6	15	2,5	22,5	5,5
α_i	β_i	γ_i	δ_i	ϵ_i	ζ_i	η_i	ι_i	θ_i						
24	16	42	54	39	82	77	57	51						

Síla F byla při výpočtu obou prstů zadávána jako maximální dosažitelná síla lineárních aktuátorů – 12N.

Výpočtem byly zjištěny velikosti reakčních sil a momentů ve všech vazbách a dále i normálové síly působící na uchopovaný předmět.

Tab. 6 Hodnoty reakčních sil v mechanismu ukazováku

Hodnoty v N.mm / N

Ma	Fa	Fbx	Fby	Fcx	Fcy	Fdx	Fdy	Fex	Fey	Fhx
-34,505	-2,654	-12	-2,654	8,967	-1,24	3,033	3,894	11,076	2,954	-2,109
Fhy	Fjx	Fjy	Fkx	Fky	Flx	Fly	Fmx	Fmy	Fn	
-4,195	-3,234	-3,02	0,201	-0,87	-0,201	-0,87	1,124	1,17	0,971	

Tab. 7 Hodnoty reakčních sil v mechanismu palce

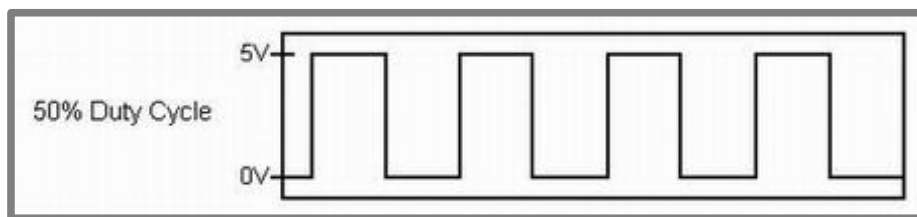
Hodnoty v N.mm / N

Ma	Fa	Fbx	Fby	Fcx	Fcy	Fdx	Fdy
-35,504	2,731	-12	-2,731	10,234	0,902	1,766	1,829
Fex	Fey	Fhx	Fhy	Fjx	Fjy	Fn	
1,00	3,807	-1,417	-2,905	-1,766	-1,829	1,131	

Dle vypočtených hodnot je síla stisku u klíčového úchopu přibližně 2N.

8.2 Řízení lineárních aktuátorů

Řízení polohy je provedeno pomocí kontroleru, který je pro případ palce integrován v těle servomotoru, pro případ ukazováčku je externí. Uvedený kontroler je dodáván firmou Firgelli. Pro řízení polohy je použit PWM signál (viz. Obr. 58) - signál pulzně - šířkově modulován. Kontroler tento signál převádí na informaci o požadované poloze táhla servopohonu, kde velikost střídě (duty cycle) odpovídá poloze (např. 50% duty cycle odpovídá 50% polohy z rozsahu servomotoru).



Obr. 58 PWM signál

Pro řízení jednotlivých prstů byl vytvořen program v LabView, který umožňuje nastavit polohu prstu interaktivně. Tento program pracuje s I/O kartou NI USB-6216 od firmy National Instruments. Program generuje na dvou výstupních kanálech (PFI12 a PFI13) PWM signál o frekvenci 1KHz a střídě odpovídající požadované poloze prstu. Blokový diagram je znázorněn v příloze č. 3.

Pro plný rozsah polohy prstu je zapotřebí přibližně 30% rozsahu jednotlivých servomotorů

8.3 Tahová zkouška vzorků vyrobených technologiemi R - P

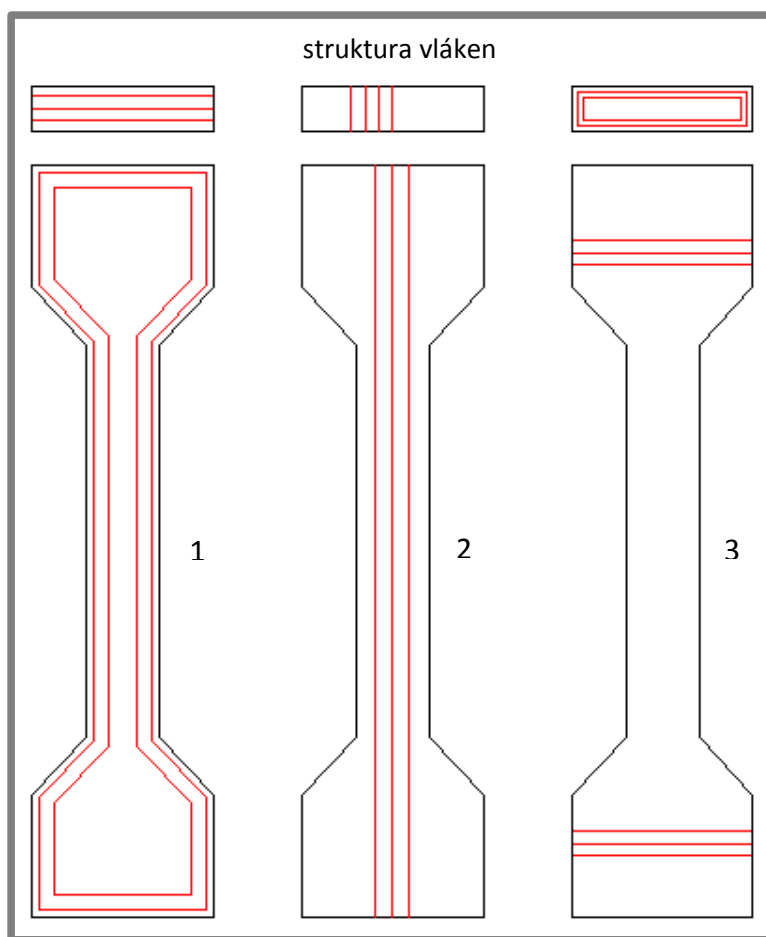
8.3

Vzorky vyrobené ze sádrokompozitního práškového materiálu byly napuštěny kyanoakrylátem a epoxidem, přičemž plniče bylo nutné aplikovat z obou stran, aby bylo dosaženo pokud možno, co největší penetrace.



Obr. 59 Zkušební vzorek

Vzorky z plastu ABS byly postaveny, ve třech sadách. Kde každá sada vzorků byla stavěna tak, aby byla vlákna směrově odlišně orientována (vůči vnějšímu tvaru vzorku) a ze zkoušky mohl být zjištěn vliv orientace vláken na pevnost vzorku.



Obr. 60 Orientace vláken u jednotlivých sad vzorků z ABS plastu

Připravené vzorky byly testovány zkouškou v tahu. Ze zkoušky byly zaznamenány hodnoty modulů pružnosti v tahu (E) a z naměřených maximálních sil byly spočítány

pro každý vzorek hodnoty pevnosti v tahu (R_m) dle vzorce:
$$R_m = \frac{F_{\max}}{S_0} \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right]$$

Tab. 8 Naměřené hodnoty E jednotlivých vzorků

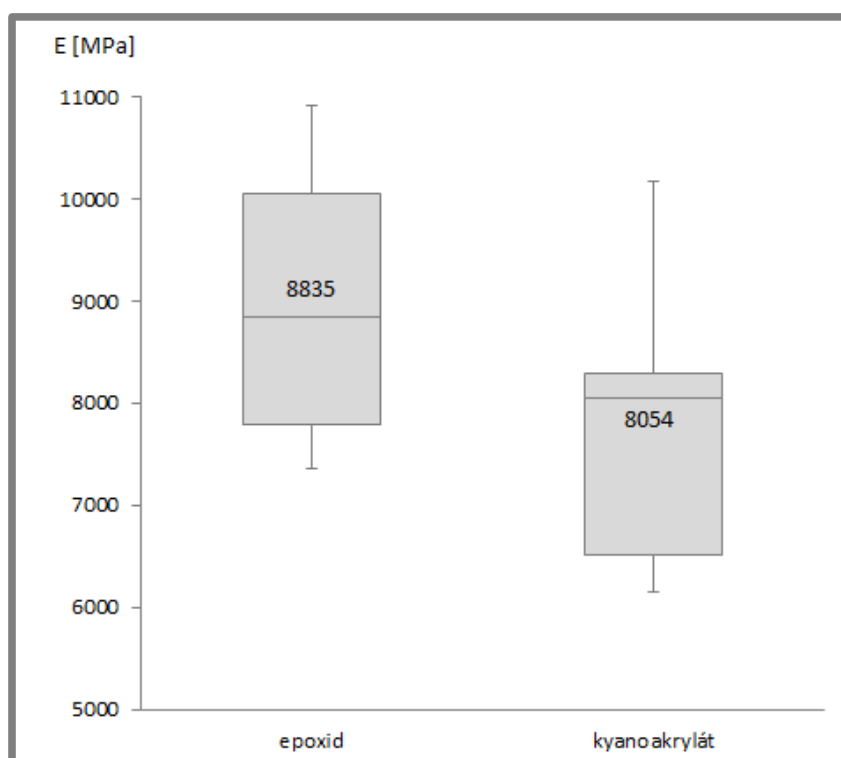
Hodnoty v MPa

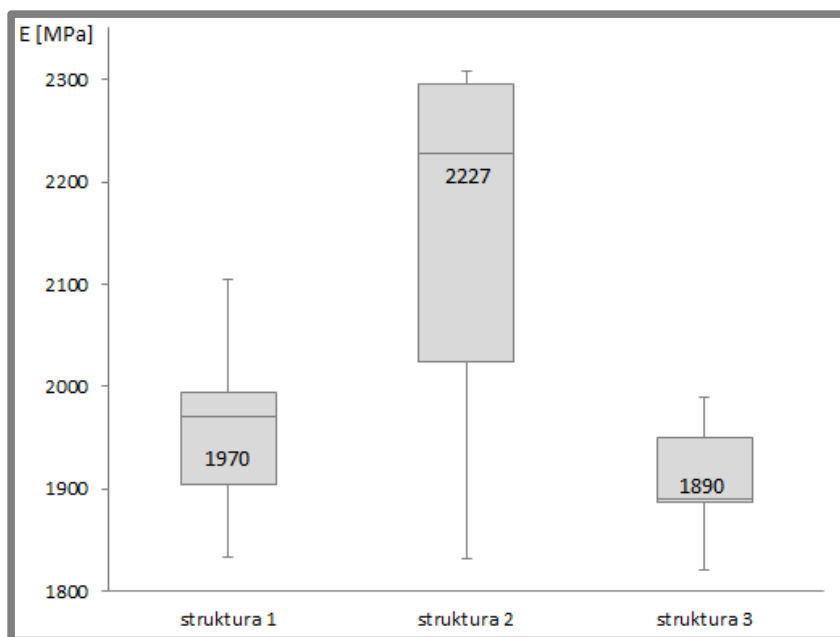
vzorek	Práškový materiál		Plast ABS		
	epoxid	kyanoakrylát	natočení 1	natočení 2	natočení 3
1	10279	9509,1	1940	2195	1890
2	7604,9	8296,1	1834	1832	1960
3	10923	6456,5	1992	2291	1883
4	8330,6	6155,6	1970	2227	1990
5	9339,3	8054	1998	2299	1821
6	7358,1	6515,1	2104	2308	1941
7		10176	1868	1852	1890
8		8142,8			
9		7821,32			

Tab. 9 Vypočtené hodnoty R_m jednotlivých vzorků

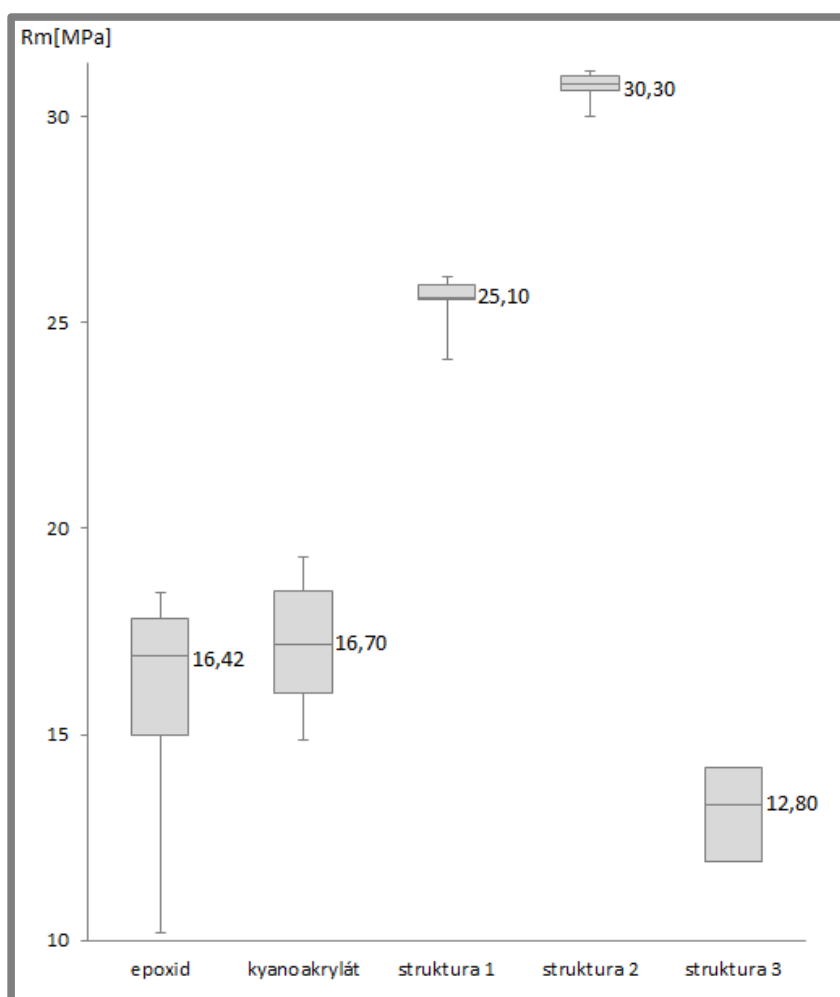
Hodnoty v MPa

vzorek	Práškový materiál		Plast ABS		
	epoxid	kyanoakrylát	natočení 1	Natočení 2	Natočení 3
1	17,41	18,80	23,6	29,5	12,2
2	17,94	15,76	25,1	30,4	10,6
3	17,01	18,31	25,6	30,6	12,8
4	15,83	14,36	25,1	30,3	14,6
5	14,01	15,28	25	30,3	8
6	9,70	17,68	25,2	30	13,3
7		16,70	25,6	30,6	14,1
8		17,26			
9		17,78			

Obr. 61 Graf hodnot E pro sady vzorků z prášku



Obr. 62 Graf hodnot E pro sady vzorků z ABS plastu



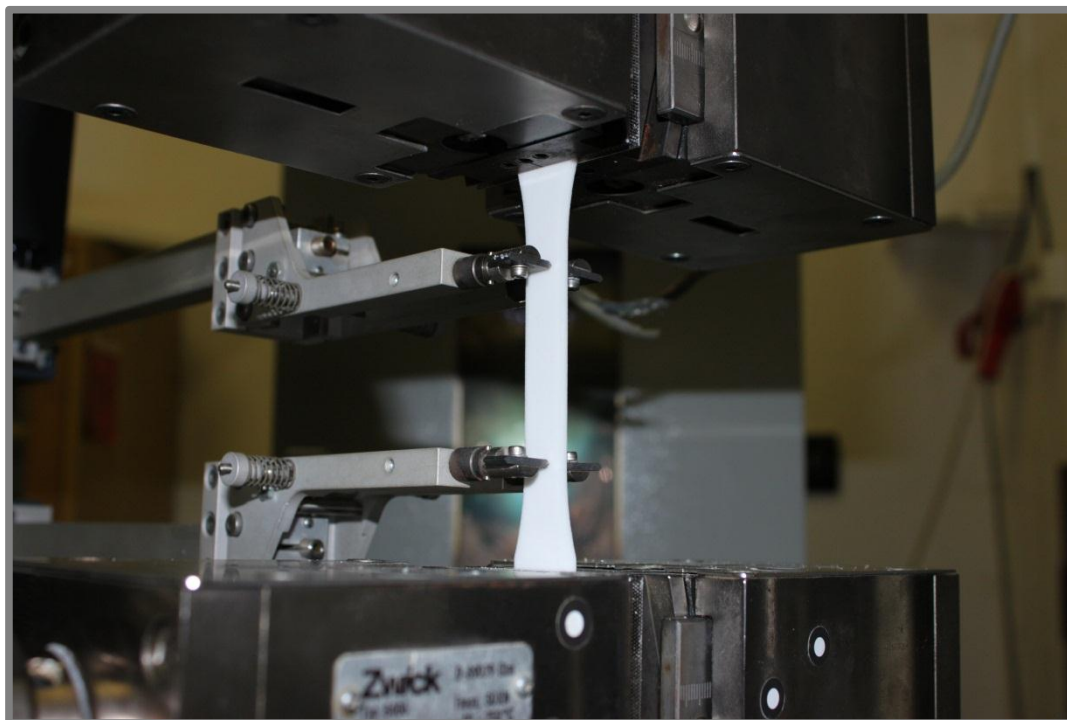
Obr. 63 Graf hodnot R_m pro všechny sady vzorků

Naměřené hodnoty byly zpracovány pomocí krabicových grafů, na nichž jsou zobrazeny mediány hodnot parametrů E a R_m pro každou sadu vzorků. Pro zvýšení přesnosti výsledků by bylo vhodné testovat alespoň 30 vzorků z každé sady.

Porovnáním hodnot pro vzorky vyrobené z práškového materiálu lze říci, že kyanoakrylátovým plničem poskytuje materiálu mírně vyšší pevnost v tahu. U obou typů plničů lze pozorovat poměrně velký skok mezi minimálními a maximálními naměřenými hodnotami E a R_m . Velký rozdíl v hodnotách je dán různou hloubkou od povrchu vzorku, do které plnič pronikl. Vzhledem k podobným pevnostem obou plničů, lze pro díly s větší tloušťkou stěny doporučit použití epoxidového plniče, který je řidší a pronikne do větší hloubky než plnič kyanoakrylátový.

Z dat naměřených pro sady vzorků z ABS plastu je zřejmé, že velmi záleží na struktuře vláken a její orientaci vůči směru zatěžujících sil.

Při porovnání hodnot práškových vzorků a vzorů plastových lze říci, že při správné orientaci vláken, jsou modely vyrobené z plastu ABS pevnější.



Obr. 64 Provádění tahové zkoušky

8.4 Výroba prototypu protézy

8.4.1 Použité materiály při výrobě

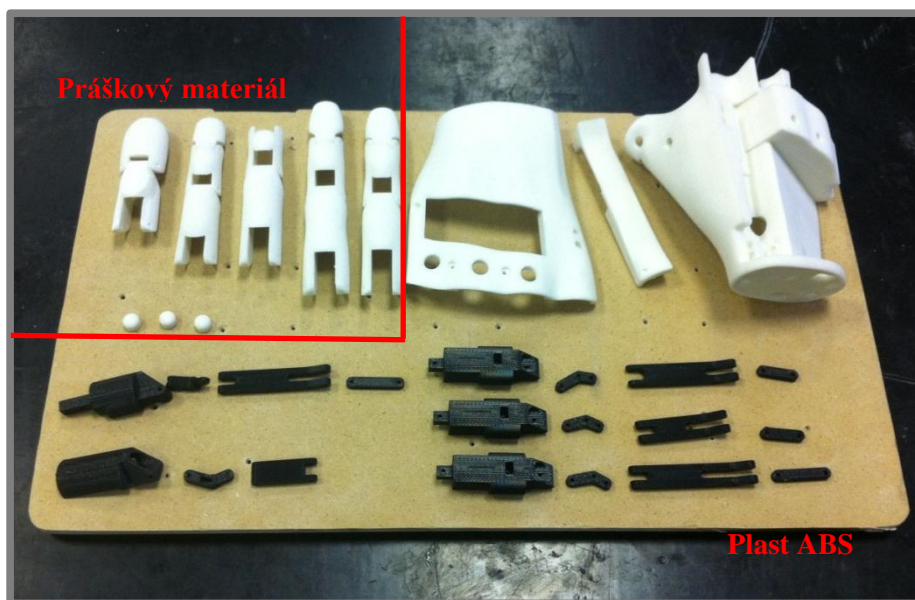
- Většina dílů byla původně vyrobena pomocí technologie rapid – prototyping na zařízení z – Corp, které využívá **sádrokompozitního prášku**, jakožto stavebního materiálu. Díly takto vyrobené jsou křehké a je nutné je napustit pomocí epoxidové pryskyřice, nebo kyanoakrylátovým plničem z – bond.

Součásti byly napuštěny epoxidovou pryskyřicí ve 2 vrstvách. Reálné zkoušky prototypu ale ukázaly, že takto upravený materiál nemá dostatečnou pevnost, a proto bylo nosné tělo vyrobeno z plastu ABS (viz. níže).

Z práškového materiálu jsou tedy vyrobeny pouze jednotlivé články prstů a tlačítka odjišťující západky zámků, pro které je pevnost tohoto materiálu dostatečná.

- Další sada dílů byla vyrobena pomocí technologie rapid – prototyping FDM využívající pro stavbu modelů **plast ABS**. Takto postavené díly nabízejí přiměřené mechanické vlastnosti, které jsou však závislé na směru kladení jednotlivých vrstev materiálu.

Díly vyrobené touto technologií jsou tedy táhla skládacího mechanismu prstů, a jak již bylo uvedeno výše, vzhledem k nevyhovujícím vlastnostem práškového materiálu, byly vyrobeny touto technologií i nosné tělo ruky.



Obr. 65 Díly vyrobené pomocí technologií rapid - prototyping

- Základová deska a propojovací čep se závitem jsou vyrobeny z **hliníku**, z důvodu snížení hmotnosti
- Zbývající díly (osky, inzerty, zámky) jsou vyrobeny z **oceli**.

8.4.2 Postup výroby dílů

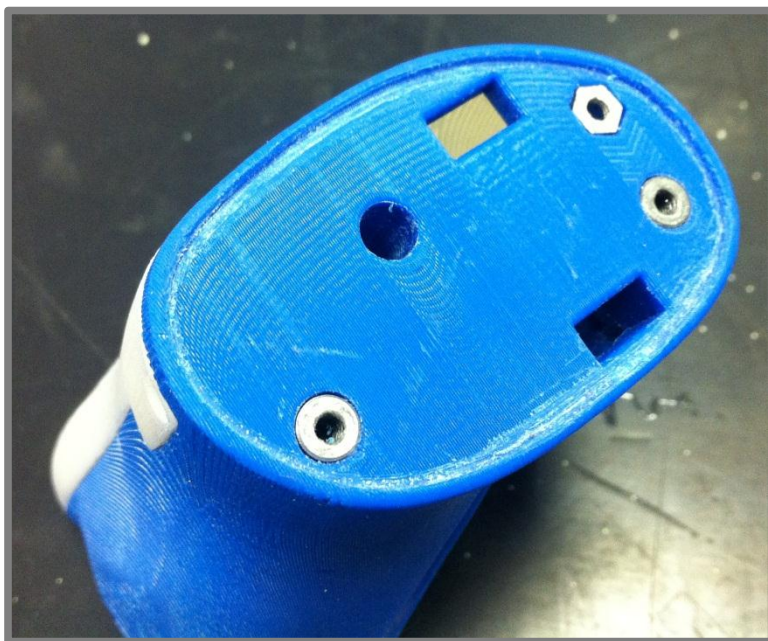
8.4.2

Díly vyrobené ze sádrového prášku bylo nutné napustit epoxidovou pryskyřicí, do které bylo vmícháno tvrdidlo. Poměr těchto dvou složek byl odměřen na digitální váze s přesností na desetiny gramu. Díly se napouštěly ve dvou vrstvách, dokud nebylo dosaženo lesklého povrchu dílů. Mezi každým nátěrem a dalším zpracováním dílu byl ponechán časový rozestup min. 24 hodin.

Dále byl postup stejný u všech dílů vyrobených pomocí technologie rapid – prototyping. Nahrubo se obrousily viditelné nerovnosti a poté byla nanesena vrstva akrylového stříkacího tmelu. Stříkací tmel zviditelnil jemnější nerovnosti, které se zakytovaly pomocí dvousložkového univerzálního tmelu – tento postup byl stále opakován, dokud nebylo dosaženo požadované kvality povrchu. Následně se díly zbrousily na styčných ploškách tak, aby do sebe vzájemně zapadali. Hlavní díl těla ruky byl nejdříve sesazen spolu s horním a spodním krytem do jednoho celku a až poté byl broušen vnější povrch. Důvodem bylo zachování navzájem na sebe navazujících vnějších ploch těchto dílů.

U dílů vyrobených z plastu ABS bylo nutné vyvrtat větší otvory pro osy. Namodelované díry byly na průměru o 2 desetiny milimetru menší. Touto operací bylo dosaženo kvalitnějšího povrchu uvnitř otvorů, protože byly odstraněny vnitřní hrany v díře, vzniklé při stavbě dílu. Otvory bylo nutné zvětšit na požadovanou velikost i u dílů vyrobených práškovou technologií, vzhledem k tomu, že díly napuštěné epoxidem nabyly na objemu a díry tím byly zmenšeny.

Do připravených dílů byly za pomoci sekundového lepidla vlepeny ocelové inzerty.



Obr. 66 Vlepené kovové inzerty

Základová deska byla vybroušena z hliníkového plechu o tloušťce 5mm za pomoci šablony do požadovaného tvaru. Dle této šablony byly na desce vyvrtány otvory. V jedné díře byl vyřezán závit. Dále byl vysoustružen spojovací čep se závitem. V přírubě čepu byla vyvrtána jedna ze šesti děr pro šroub spojující díl se základnou. Po sešroubování čepu se základnou jedním šroubem, bylo zbylých 5 děr vyvrtáno podle otvorů v základně, aby na sebe díly, při použití všech šesti šroubů, co nejlépe doléhaly.

Kluzné čepy, byly vyrobeny z hliníkové tyče s průměrem 8mm. Čepy spojující tyto díly (u elektricky ovládaných prstů) jsou vyrobeny z ocelové tyče průměru 5mm, která byla osoustružena po průměr 4,2mm a na jednom konci byl vyřezán závit.

Poněkud náročná, vzhledem k velikosti dílu, byla výroba zámku pro zajištění polohy ručně nastavitelných prstů. Nejdříve byla vyrobena oska zámku, na jejíchž koncích byl vyřezán závit M2. Dále byl použit kus hliníkové tyče (průměr 8mm), do které byla v ose vyvrtána díra a dále do této díry vyřezána závit. Poté byl vybroušen „zub“, zapadající do drážek v kluzném čepu. Aby bylo možné se západkou manipulovat a dokončit její tvar, byla do připraveného závitu pomocí epoxidu vlepená oska.

Posledními vyráběnými díly jsou osy spojující navzájem jednotlivé články prstů a skládacího mechanismu. Tyto díly byly nastříhány z elektrodového ocelového drátu o průměru 2mm.

8.4.3 Montáž prototypu

8.4.3

Jednotlivé články skládacího mechanismu byly spojeny oskami. U mechanismů elektrických prstů byla ještě vložena do dílu, spojeného s kluzným čepem, pružina zajišťující jistou adaptibilitu úchopu. K hotovým celkům skládacího mechanismu byly připojeny kluzné čepy. Dále byly vytvořeny z jednotlivých dílů ohebné celky prstů, do kterých byl vložen, a za pomoci osek zajištěn, skládací mechanismus. K takto připravenému celku prstu byl pomocí osy připojen základní díl, do kterého byly vloženy pružiny (u manuálně nastavitelných prstů).

Do připraveného hlavního dílu těla byl vložen palec a jeho ovládací aktuátor. Po vložení palce byl prst zajištěn ve své poloze šroubkem a otvorem na boku protézy byl skrze aktuátor provlečen čep spojující jej s kluzným čepem mechanismu palce. Po montáži byla zakryta komora aktuátoru spodním dílem, pojištěným proti vypadnutí šroubkem.



Obr. 67 Postupná instalace prstů

U ručně stavitelných prstů byly vloženy do základních dílů zámky, osazené pružinou a tlačítkem pro uvolnění polohy. Dále byl do základního dílu našroubován pojistný šroub, jistící kluzný čep proti úplnému vysunutí ze základního dílu. Jednotlivé celky prstů se vložily do otvorů v horní části hlavního dílu těla ruky, a byly zajištěny pomocí šroubků.

Do kluzného čepu ukazováku byl našroubován čep a na něj nasazen aktuátor. Celek byl vložen do komory na horní straně těla a aktuátor byl vůči tělu zajištěn osou. Takto osazený celek byl zavřen horním krytem, následně pojištěným sadou šroubků.

Kabely vyvedené skrze otvory na zadní straně těla ruky byly zaklopeny základní deskou, přichycenou k tělu za pomoci tří šroubů M3x20. Na tuto desku byl na závěr za pomoci šesti šroubů přimontován čep, spojující protézu s pahýlovým lůžkem.



Obr. 68 Montáž propojovacího dílu

9 ZÁVĚR

9

Primárním cílem této práce bylo navrhnout konstrukci protézy lidské ruky, s minimálně dvěma elektricky ovládanými prsty, a navrženou konstrukci realizovat v podobě funkčního prototypu.

Konstrukce byla navrhována pomocí programů Autodesk Inventor 2012 a Rhinoceros 3D. Vzhledem k již dopředu určeným typům lineárních aktuátorů bylo nutné ruku velikostně navrhovat tak, aby bylo možné použít dané aktuátory. Velikostně tedy odpovídá velké mužské ruce. Konstrukce ruky je navržena se dvěma elektricky ovládanými prsty, přičemž zbylé tři je možné manuálně nastavit do požadované polohy pomocí jednoduchého stisku tlačítka. Vzhledem k rané fázi vývoje, nejsou na protéze aplikovány tlakové senzory, které by umožňovali zpětnou vazbou řídit adaptivně sílu stisku prstů. Ovládání stisku prstů je prozatím realizováno pouze jednoduchým programem vytvořeným v prostředí LabView. Ruka tedy umožňuje pouze klíčový úchop drobných předmětů.

Většina dílů je vyrobena pomocí kombinace dvou technologií R – P. Zbylé kovové díly byly vyrobeny klasickým obráběním. Při zpracování dílů, které byly vyrobeny z práškového materiálu, bylo nutné dbát na jejich důkladné napuštění plnidlem. V průběhu stavby prototypu bylo nutné nahradit hlavní díl protézy, který byl původně vyroben z prášku, dílem vyrobeným z plastu ABS. Tento díl vzhledem nízké pevnosti sádrokompozitního prášku praskal. Avšak pro výrobu článků prstů, které jsou namáhané jinak než hlavní díl protézy, je práškový materiál vhodný. Tyto skutečnosti, zjištěné při stavbě prototypu, jsou podpořeny porovnáním výsledků tahové zkoušky těchto materiálů. Vyrobený prototyp dosahuje hmotnosti přibližně 450 gramů.

Další úpravou na této práci by měla být především výměna použitých lineárních aktuátorů za aktuátory s menším pracovním zdvihem a vyšším převodovým poměrem. Tato úprava by umožnila zmenšit velikost ruky, zvýšit sílu stisku prstů a především by vznikl prostor pro umístění třetího aktuátoru, který by mohl pohybovat současnými manuálně stavitelnými prsty. V návaznosti na tuto úpravu by bylo vhodné aplikovat do konečků prstů tlakové senzory, umožňující zpětně řídit sílu stisku.

Sekundárním cílem bylo otestovat materiálové vlastnosti sádrokompozitního práškového materiálu a jeho použitelnost k přímé výrobě dílů. Tento materiál je vzhledem ke své nižší pevnosti vhodný pro výrobu méně namáhaných součástí. Při povrchové úpravě je ale jednodušší opracovatelný než plast ABS.

Cíle práce byly splněny.

9.1 Ekonomický rozbor řešení

9.1

Výroba prototypu byla hrazena z finančních prostředků projektu MPO, který zastrešuje tuto práci. Celkové náklady na výrobu prototypu byly:

- Výroba dílů pomocí technologií rapid prototyping – cca 7000kč
- Laky, tmely a brusné hubky – 500kč
- Elektrické aktuátory – 5000Kč
- Pružiny a polotovary – 100kč
- Spojovací materiál – 100Kč
- Práce – 110h návrh konstrukčního řešení, 100h výroba prototypu

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

1. **RICHARDSON, L. M.** Radiographic Anatomy of the Skeleton. *Hand -- Posteroanterior (PA)*. [Online] 1997. [Citace: 3. 8 2011.] <http://uwmsk.org/RadAnat/HandPALabelled.html>.
2. **FLEISCHMANN, J. a LINC, R.** *Anatomie člověka*. Praha : Státní pedagogické nakladatelství, 1981. str. 280s.
3. **HADRABA, CSC., Doc. MUDr. I.** Ortopedická protetika. [Online] 4 1999. [Citace: 3. 8 2011.] <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc8a7b70693248.htm>.
4. Human engineering design data digest. [Online] 2000. [Citace: 4. 8 2011.] <http://www.dtic.mil/cgi-bin/GetTRDoc?AD=ADA467401>.
5. **SMETANOVÁ, K.** Masarykova Univerzita - Přírodovědecká fakulta -Ústav Antropologie. *Amputace v historii lidstva*. [Online] 2010. [Citace: 10. 8 2011.] http://is.muni.cz/th/269055/prif_b/Kristyna_Smetanova_-_Bakalarska_prace.txt.
6. **PAIGEROVÁ, Mgr. M.** Ortopedická protetika. *Srovnání jednotlivých typů protéz horních končetin*. [Online] 5 1999. [Citace: 3. 8 2011.] <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc1dfa89a7ea17.htm>.
7. Touch Bionics. *Introducing the new i-LIMB Pulse*. [Online] 2011. [Citace: 3. 8 2011.]
8. **KUSÁK, V.** *Zhodnocení současného stavu v oblasti konstrukce protéz horních končetin*. Brno : Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. str. 35.
9. Technical below elbow amputee issues. *MSM wrist 0.1- revision*. [Online] [Citace: 3. 8 2011.] <http://www.swisswuff.ch/tech/?p=157>.
10. Protetika beroun. *Protetika horních končetin*. [Online] 2011. [Citace: 3. 8 2011.] <http://www.protetikaberoun.cz/protetika-hornich-koncetin/>..>
11. **ČERNÝ, V.** Elektro. *Piezelektrické motory - regulace a řízení*. [Online] 2004. [Citace: 5. 4 2012.] <http://www.odbornecasopisy.cz/download/el010408.pdf>.

12. **MUŽNÝ, L.** *Konstrukční celky bioprotéz horních končetin*. Brno : Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. str. 46.
13. **KOPECKÝ, L.** Automatizace. *Pneumatický sval v robotice*. [Online] 2005. [Citace: 5. 4 2012.] <http://www.automatizace.cz/article.php?a=683>.
14. **MUZMADAR, A.** *Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application*. 1. místo neznámé : Springer, 2004. str. 208. 3540404066.
15. **RAEZ, M.B.I, HUSSAIN, M.S. a MOHD- YASHIN, F.** Pub Med Central. *Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications*. [Online] Biol Proced Online, 23. 3 2006. [Citace: 7. 4 2012.] <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1455479/>. 10.1251/ bpo115.
16. **TOMAN, J.** *EMG Biofeedback*. Brno : Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2009. str. 31s.
17. Shadow Robot Company. *Technical Specification*. [Online] Shadow Robot Company Ltd. [Citace: 18. 3 2011.] <http://www.shadowrobot.com/hand/techspec.shtml>.
18. **WILLIS, CH.** Androidworld. *Android Hands*. [Online] [Citace: 18. 3 2012.] <http://www.androidworld.com/prod76.htm>.
19. **HALLEY, D.** Singularity Hub. *i-LIMB Revolutionizes the Commercial Prosthetic*. [Online] 26. 3 2009. [Citace: 7. 4 2012.] <http://singularityhub.com/2009/03/26/i-limb-revolutionizes-the-commercial-prosthetic/>.
20. Ottobock. *Elektrické ruce*. [Online] [Citace: 7. 4 2012.] http://www.ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob_cz_cs/hs.xsl/3633.html.
21. **DREYFUSS, H.** *Measure of Man and Woman: Human Factors in Design*. Rev Sub. místo neznámé : Watson-Guptill, 1993. str. 96.
22. **DECHEV, N., CLEGHORN, W.L. a NAUMANN, S.** Sciencedirect. *Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand*. [Online] 15. 12 1999. [Citace: 15. 3 2012.] www.sciencedirect.com.
23. **CLEMENT, R.G.E., BUGLER, K.E. a C.W., OLIVER.** Sciencedirect. *Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations*. [Online] 19. 4 2011. [Citace: 6. 3 2012.] www.sciencedirect.com.
24. Alcomex. *Tlačné pružiny*. [Online] 2012. [Citace: 15. 1 2012.]
25. Firgelli. *Miniature Linear Motion Series • L12*. [Online] 07 2008. [Citace: 16. 01 2012.] http://www.firgelli.com/Uploads/L12_datasheet.pdf.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

Zkratka Význam

EMG	elektromagnetický signál
ME	myoelektrický
PWM	pulse with modulation – pulzně šířková modulace
ABS	Akrylonitrilbutadienstyren - amorfni termoplastický kopolymer
R-P	Rapid – prototyping
CANBUS	Controller area network – sběrnice
STEP	STandard for the Exchange of Product model data

Symbol Jednotka Popis

i_v	-	stupně volnosti volného tělesa
n	-	počet těles
δ	-	počet degenerovaných těles
μ	-	počet odebraných deformačních parametrů
i	-	počet stupňů volnosti
ζ_i	-	stupně volnosti odebírané vazbou
E	MPa	modul pružnosti v tahu
R_m	MPa	mez pevnosti v tahu
F_{max}	N	síla, při níž dojde k přetržení zkušební vzorku

SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 1 <i>Kosti lidské ruky</i> [1]	14
Obr. 2 <i>Klouby lidské ruky</i> [2]	15
Obr. 3 <i>Pinzetový úchop</i> [3]	16
Obr. 4 <i>Špetkový úchop</i> [3]	16
Obr. 5 <i>Klíčový úchop</i> [3]	17
Obr. 6 <i>Dlaňový úchop</i> [3]	17
Obr. 7 <i>Háčkový úchop</i> [3]	17
Obr. 8 <i>Válcový úchop</i> [3]	18
Obr. 9 <i>Pokročilá myoelektrické protéza i-Limb</i> [7]	20
Obr. 10 <i>Tahová protéza</i> [9]	20
Obr. 11 <i>Kosmetická protéza</i> [10]	22
Obr. 12 <i>Schéma lineárního piezoelekt. motoru</i> [11]	23
Obr. 13 <i>Pneumatický sval</i> [13]	24
Obr. 14 <i>Vzorek naměřeného EMG signálu</i> [14]	26
Obr. 15 <i>Vliv umístění elektrody na výsledný naměřený signál</i> [12]	27
Obr. 16 <i>Standardní povrchové elektrody</i> [16]	27
Obr. 17 <i>Jehlové elektrody</i> [12]	28
Obr. 18 <i>Shadow hand</i> [17]	29
Obr. 19 <i>Protéza i-Limb</i> [19]	30
Obr. 20 <i>Senzor hand</i> [20]	30
Obr. 21 <i>Rozměry mužské ruky</i> [21]	31
Obr. 22 <i>Návrh varianty protézy I</i>	37
Obr. 23 <i>Vzhled prstu u varianty I</i>	37
Obr. 24 <i>Kompletní celek nosné části varianty I</i>	38
Obr. 25 <i>Uložení elektrických aktuátorů v těle protézy u varianty I</i>	39
Obr. 26 <i>Propojení palce s aktuátorem u varianty I</i>	39
Obr. 27 <i>Systém táhel elektricky ovládaných prstů u varianty I</i>	40
Obr. 28 <i>Mechanicky stavitelný prst varianty I</i>	40
Obr. 29 <i>Aretační mechanismus mechanicky stavitelného prstu u varianty I</i>	41
Obr. 30 <i>Návrh varianty II</i>	42
Obr. 31 <i>Tělo ruky</i>	43
Obr. 32 <i>Inzert – trubička M3</i>	43
Obr. 33 <i>Umístění inzertů v hlavním dílu těla ruky</i>	44
Obr. 34 <i>Horní komora</i>	45
Obr. 35 <i>Spodní komora</i>	45
Obr. 36 <i>Prostory pro uložení manuálně stavitelných prstů</i>	45
Obr. 37 <i>Kryt horní části hlavního dílu</i>	46
Obr. 38 <i>Uložení osky aktuátoru ovládajícího ukazovák</i>	46
Obr. 39 <i>Spodní kryt</i>	47
Obr. 40 <i>Uchycení základní desky</i>	47
Obr. 41 <i>Základní deska</i>	48
Obr. 42 <i>Připojovací čep</i>	48
Obr. 43 <i>Manuálně stavitelný prst, (1) – Článek prstu; (2) – Systém táhel; (3) – Základna prstu; (4) – Zámek; (5) – Vratná pružina; (6) – Zarážka</i>	49
Obr. 44 <i>Jednotlivé články prstu</i>	49
Obr. 45 <i>Systém táhel</i>	50
Obr. 46 <i>Kluzný čep</i>	50
Obr. 47 <i>Základna prstu; (1) – Vedení zámku; (2) – Uchycení k tělu ruky</i>	50

Obr. 48 Zámek	51
Obr. 49 Možnosti nastavení polohy u manuálně stavitelného prstu	51
Obr. 50 Elektricky ovládané prsty	52
Obr. 51 Umístění pružiny v táhlu	53
Obr. 52 Vliv integrace pružiny do táhla, a její vliv na úchop; (1) – Úchop bez požití pružiny; (2) – Úchop s použitím pružiny	53
Obr. 53 Polootevřená základna palce a kluzný čep spojený s aktuátorem	54
Obr. 54 Uložení aktuátorů v těle ruky	54
Obr. 55 Trajektorie špičky prstu při zavírání prstu	55
Obr. 56 Statické uvolnění jednotlivých prvků skládacího mechanismu palce	56
Obr. 57 Statické uvolnění jednotlivých prvků skládacího mechanismu ukazováku	57
Obr. 58 PWM signál	58
Obr. 59 Zkušební vzorek	59
Obr. 60 Orientace vláken u jednotlivých sad vzorků z ABS plastu	59
Obr. 61 Graf hodnot E pro sady vzorků z prášku	60
Obr. 62 Graf hodnot E pro sady vzorků z ABS plastu	61
Obr. 63 Graf hodnot R_m pro všechny sady vzorků	61
Obr. 64 Provádění tahové zkoušky	62
Obr. 65 Díly vyrobené pomocí technologií rapid - prototyping	63
Obr. 66 Vlepené kovové inzerty	64
Obr. 67 Postupná instalace prstů	65
Obr. 68 Montáž propojovacího dílu	66

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 <i>Průměrná síla úchopů u dospělého muže [4]</i>	18
Tab. 2 <i>Konfigurace převodu L12 [25]</i>	52
Tab. 3 <i>Konfigurace zdvihu [25]</i>	52
Tab. 4 <i>Hodnoty parametrů - palec</i>	56
Tab. 5 <i>Naměřené parametry - ukazovák</i>	57
Tab. 6 <i>Hodnoty reakčních sil v mechanismu ukazováku</i>	58
Tab. 7 <i>Hodnoty reakčních sil v mechanismu palce</i>	58
Tab. 8 <i>Naměřené hodnoty E jednotlivých vzorků</i>	60
Tab. 9 <i>Vypočtené hodnoty R_m jednotlivých vzorků</i>	60

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Matice sestavených lineárních rovnic pro mechanismus palce

Příloha 2: Matice sestavených lineárních rovnic pro mechanismus ukazováku

Příloha 3: Blokový diagram řízení

Příloha 4: Render – horní pohled

Příloha 5: Render – spodní pohled

Příloha 6: Render – zadní pohled

Příloha 7: Render – rozpad

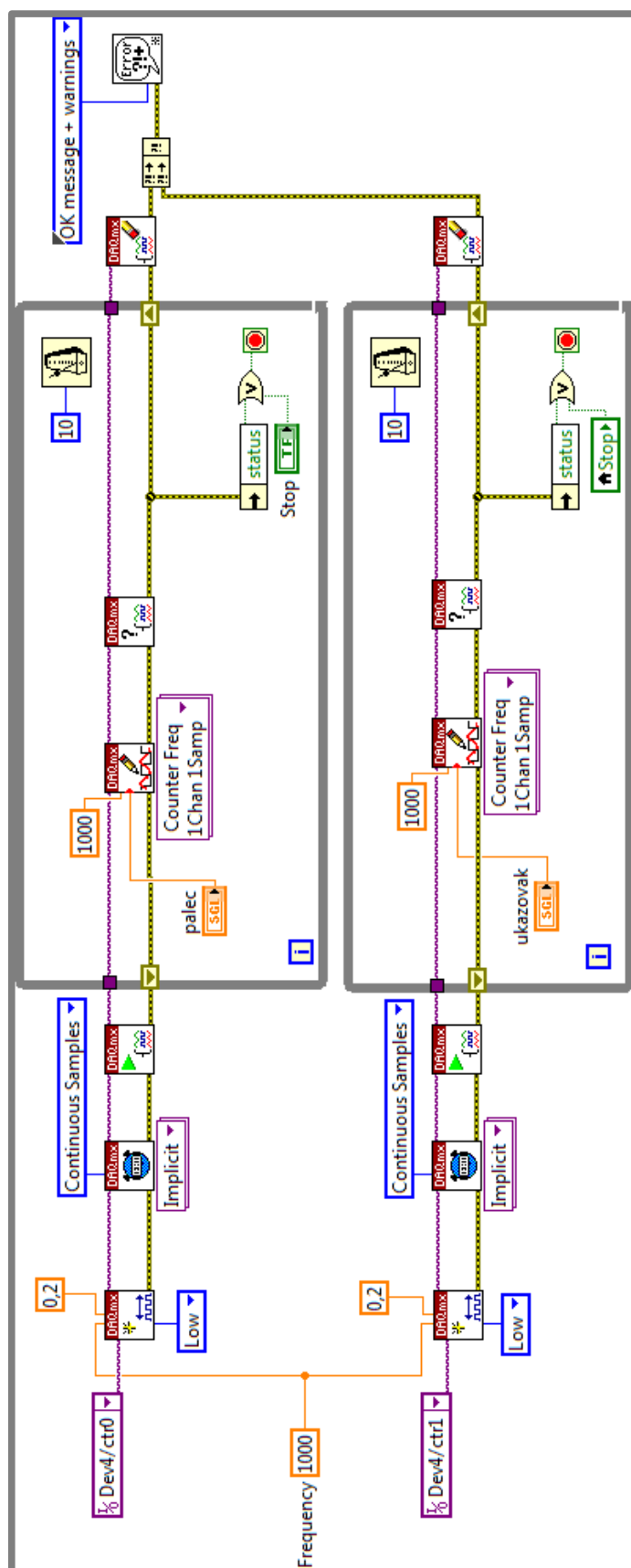
Příloha 8: Vyrobený prototyp

Příloha 9: Rozměry protézy

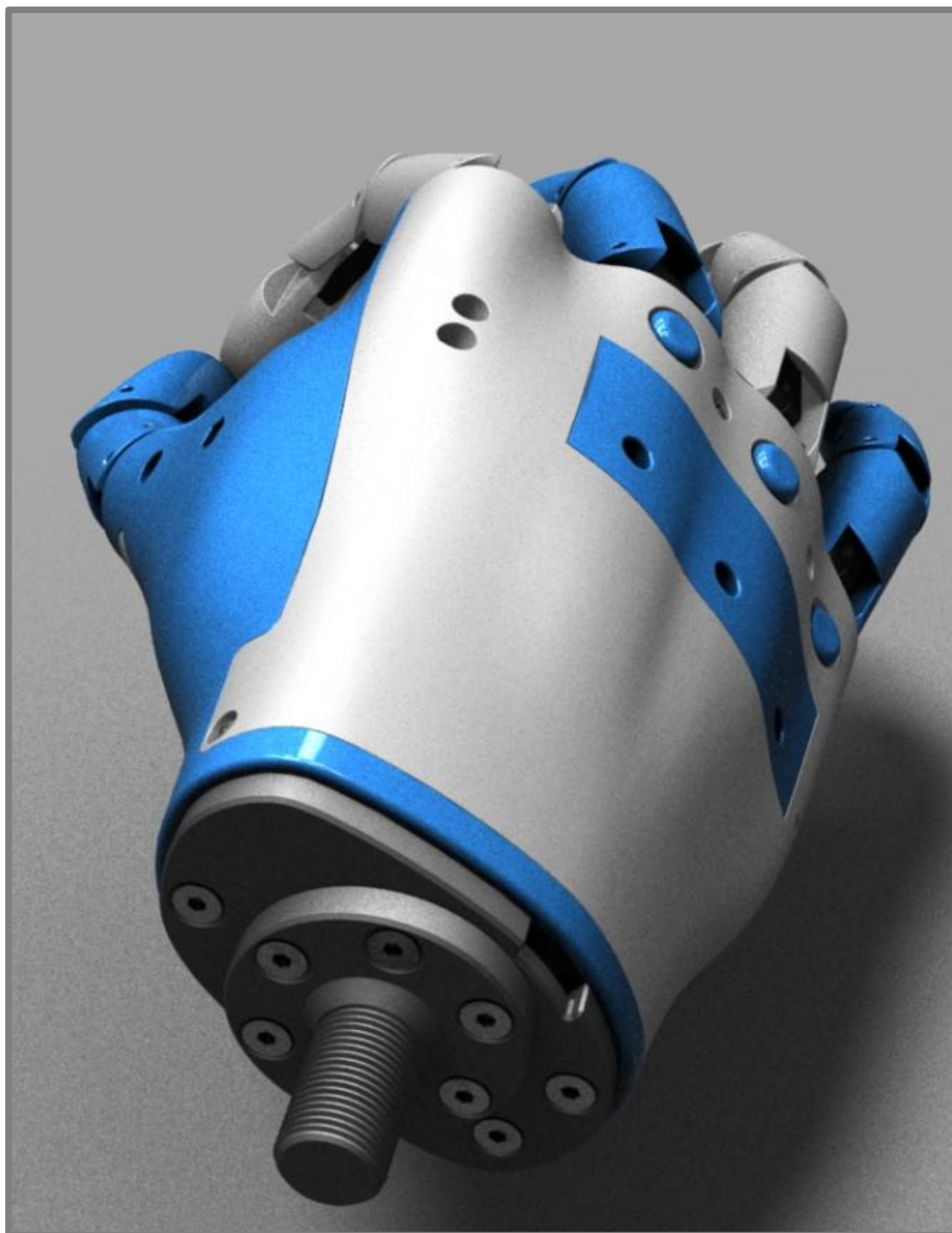
Příloha 1: Matice sestavených lineárních rovnic pro mechanismus palce

[illegible]

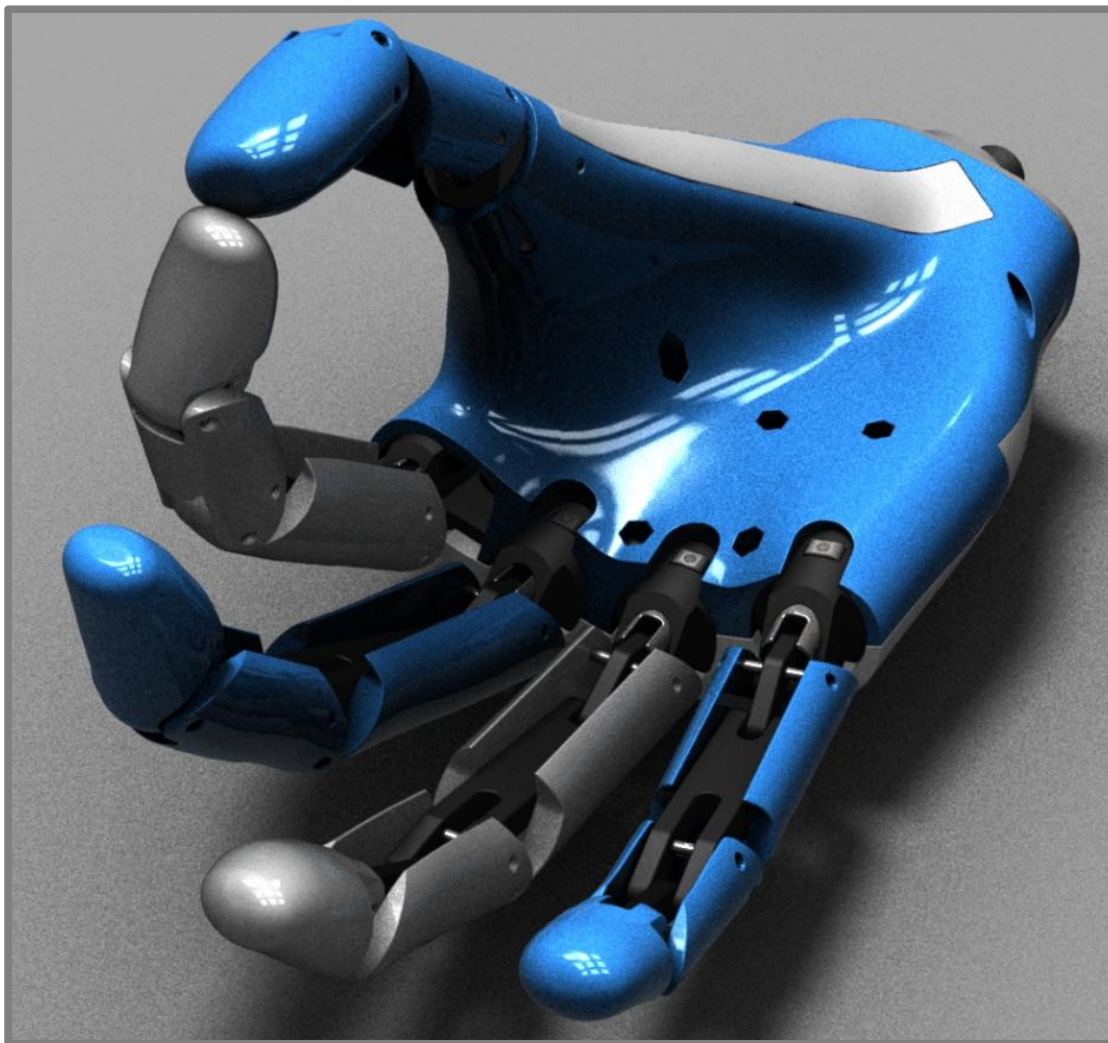
Příloha 3: Blokový diagram řízení



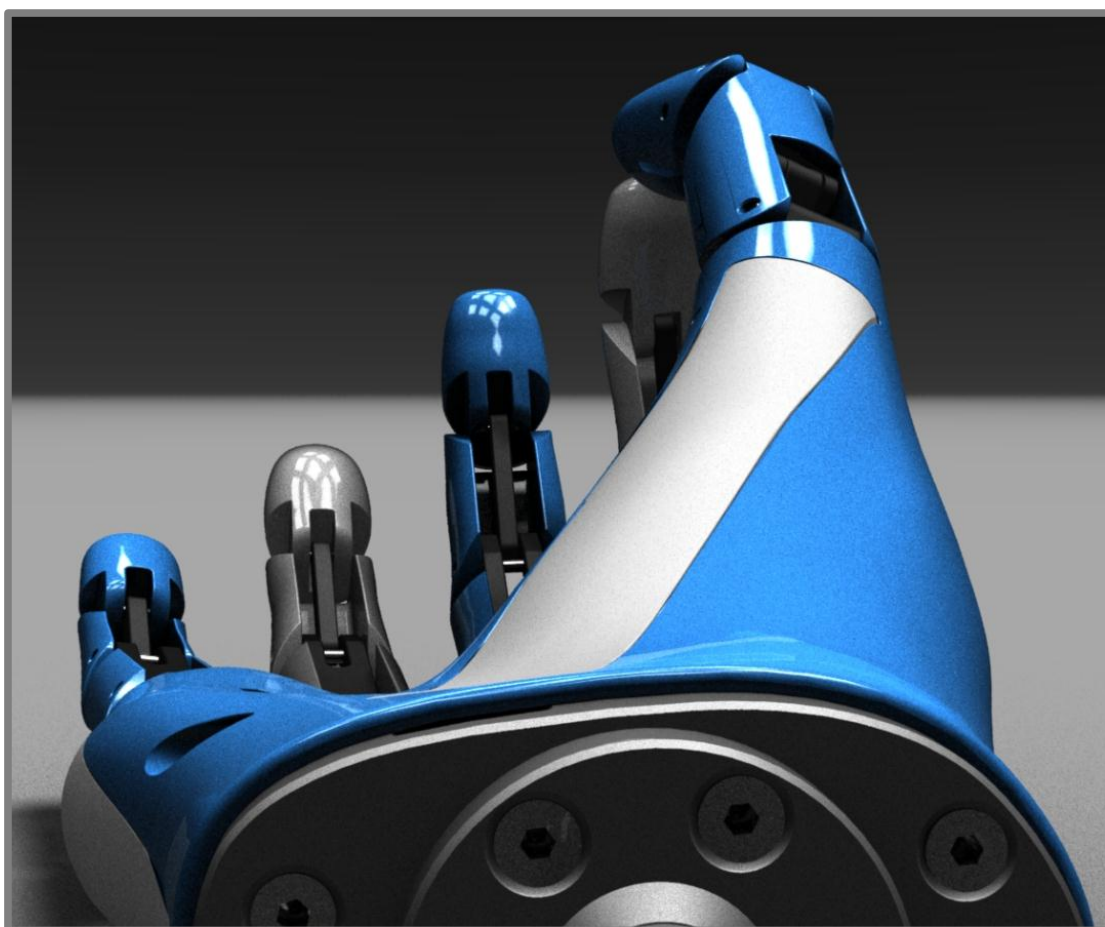
Příloha 4: Render – horní pohled



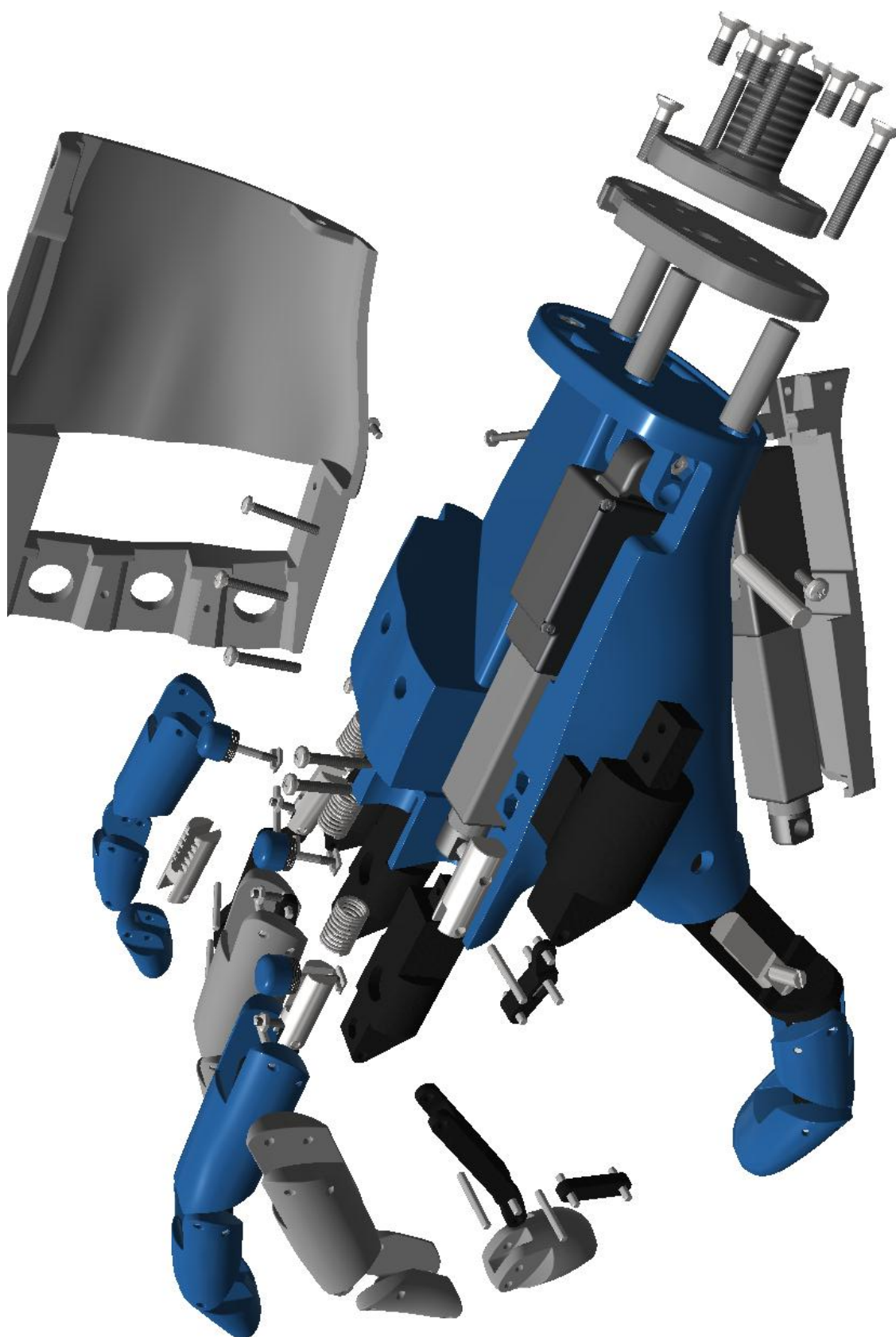
Příloha 5: Render – spodní pohled



Příloha 6: Render – zadní pohled



Příloha 7: Render – rozpad



Příloha 8: Vyrobený prototyp



Příloha 9: Rozměry protězy

